

JÓZSEF ATTILA TUDOMÁNYEGYSÉG KIBERNETIKAI LABORATÓRIUM
NEUMANN JÁNOS SZÁMÍTÓGÉPTUDOMÁNYI TÁRSASÁG SZEGEDI CSOPORTJA

**Számítástechnikai és kibernetikai módszerek
alkalmazása az orvostudományban
és a biológiában**

3. KOLLOKVIUM

Szeged 1972

SZÁMITÁSTECHNIKAI
ÉS KIBERNETIKAI MÓDSZEREK
ALKALMAZÁSA AZ ORVOSTUDOMÁNYBAN
ÉS BIOLÓGIÁBAN

A Neumann János Számítógéptudományi Társaság
Szegeden, 1972 december 4-5-6-án
tartott kollokviumának anyaga

- O -

SZERKESZTETTE
MUSZKA DÁNIEL
HANTOS ZOLTÁN MADARÁSZ ISTVÁN

Szeged, 1973 március

E l ő s z ó

Jelen kiadvány a Neumann János Számítógéptudományi Társaság harmadik orvosbiológiai témájú szegedi kollókviumán elhangzott előadások, valamint a "Számítógépek a kórházi és rendelőintézeti betegellátásban" című kerekasztal-értekezlet anyagát tartalmazza.

Az elhangzott előadásokból a kötetben található 39 közlemény áttekintése során az olvasó meggyőződhet arról, hogy a hazai számítástechnikai kultúra e területén néhány éve megindult fejlődés egyre élénkülő ütemben tovább folytatódik. A kutatás egyes ágaiiban örvendetes tematikai elmélyülés, a hazai lehetőségeket a nemzetközi tendenciákkal megfontoltan összeegyeztető tudatos koncentrálódás figyelhető meg. A szorosan vett orvosi-kórházi alkalmazások terén azonban elmaradásunk nem csökkent.

A szerkesztőbizottság ez úton is még egyszer köszönetet mond Társaságunk minden tagjának, akik e kollókvium sikerét közreműködésükkel előmozdították, továbbá köszönetünket fejezzük ki a MTESZ Csongrád Megyei Szervezetének és a József Attila Tudományegyetemnek a kiadvány létrejöttéhez nyújtott segítségukért.

Szeged, 1973 március

a Szerkesztőbizottság

A KOLLOKVIUM ELNÖKEI:

K a l m á r László

akadémikus

a Neumann János Számítógéptudományi

Társaság szegedi Csoportjának elnöke

A c z é l György

minisztériumi főosztályvezető

M a d a r á s z István

tud. főmunkatárs

RENDEZŐBIZOTTSÁG:

Elnöke:

M u s z k a Dániel

tudományos osztályvezető

a Neumann János Számítógéptudományi

Társaság szegedi Csoportjának titkára

Tagjai:

C s e r n a y László

egyetemi adjunktus

H a n t o s Zoltán

tudományos munkatárs

H u n y a Péter

tudományos munkatárs

M a d a r á s z István

tud. főmunkatárs

A KOLLOKVIUM RÉSZTVEVŐI:

Ábrahám István
IBM Magyarországi Kft., Budapest

Dr. Aczél György
Egészségügyi Minisztérium

Aczél Klára
orvostanhallgató, Budapest

Agoston Mihály
MEDICOR Kutató és
Fejlesztő Intézet, Budapest

Dr. Antalóczy Zoltán
Állami Kórház, Balatonfüred

Bak Miklósné
TKI, Budapest

Baksa Dezső
EMG, Budapest

Balogh Barabás
TKI, Budapest

Bánó György
VIDEOTON Rt. Budapest

Barcza Györgyi
OMI, Budapest

Battistig György
TKI, Budapest

Bartfai Emil
Műszeripari Kutató Intézet,
Budapest

Bencze József
Műszeripari Kutató Intézet,
Budapest

Dr. Benedek György
SZOTE Élettani Intézet, Szeged

Bereczki Péterné
Műszeripari Kutató Intézet,
Budapest

Bihari Ottó
EU.Min. Testnevelési és Sport-
Egészségügyi Intézet, Budapest

Bydeskuty Zoltán
Műszeripari Kutató Intézet,
Budapest

Boda Krisztina
SZOTE Központi Kutató Laboratórium,
Szeged

Bognár Miklós
SZOT Társadalmi Főigazgatóság,
Budapest

Czine József
MEDICOR Művek, Budapest

Czopf János
POTE Élettani Intézet

Csáki Péter
MTA Számítástechnikai Központ,
Budapest

Csánki Ferenc
TKI, Budapest

Dr. Csernay László
SZOTE I.sz. Belgyógyászati Klinika

Dr. Csibi Sándor
TKI, Budapest

Csirik János
JATE Számítástudományi Tanszék

Csiszár Imréné
MTA Számítástechnikai Központ,
Budapest

D r . C s o b á n György
 DOTE Egészségügyi Szervezési Intézet

D a b a s i Miklós
 MTA Számítástechnikai Központ,
 Budapest

D é v a i Ferenc
 TKI, Budapest

D o b r o s z Marianné
 MTA Számítástechnikai Központ,
 Budapest

F a j s z i Csaba
 MTA Biológiai Központ,
 Szeged

F e k e t e Géza
 MTA Számítástechnikai Központ,
 Budapest

D r . F e l k a i Béla
 SZOTE I.sz. Sebészeti Klinika

D r . F e n y ő h á z i Jenő
 Városi Tanács Kórháza, Dunaujváros

F i s c h e r János
 MTA Számítástechnikai Központ,
 Budapest

F o d o r Dezső
 Számítástechnikai Koordinációs Intézet,
 Budapest

D r . F r i t z József
 SOTE Számítástechnikai Csoport

G a á l Aladár
 POTE Egészségügyi Szervezési Intézet

D r . G a l g ó c z y Gábor
 Országos Munkaegészségügyi Intézet,
 Budapest

D r . G a r a s Zsuzsa
 Péterfy S. u. Kórház, Budapest

G á r d o s Miklós
 MTA KFKI, Budapest

G á s p á r András
 MTA SZTAKI, Budapest

G á t i Pál
 SZKI, Budapest

D r . G o r d o s Géza
 BME Híradástechnikai Tanszék,
 Budapest

D r . G r e f f Lajos
 Egészségügyi Minisztérium

G u l y á s Ottó
 TKI, Budapest

G y ő r f i László
 TKI, Budapest

D r . G y ő r i István
 SZOTE, Központi Kutató Laboratórium

H a l á s z Árpád
 MTA Szegedi Biológiai Központ

D r . H a n t o s Zoltán
 JATE Kibernetikai Laboratórium

H a r n o s Zsoltné
 SOTE, Számítástechnikai Csoport

H a y György
 MEDICOR Művek, Budapest

H o r v á t h Ferenc
 Egészségügyi Minisztérium

H o r v á t h István
 EMG Esztergom

D r . H o r v á t h Mihály
 Állami Kórház, Balatonfüred

H u n y a Péter
 JATE Kibernetikai Laboratórium

Dr. Huszár László
EGYT Gyógyszervegyészeti Gyár,
Budapest

Ivanyos Lajos
Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki
Főiskola, Budapest

Káldi Tamás
INFELOR Rendszertechnikai Vállalat
Budapest

Kanyár Béla
SOTE Számítástechnikai Csoport

Karmazsin Piroska
Számítástechnikai Koordinációs Intézet,
Budapest

Dr. Kenedi Péter
Orvostovábbképző Intézet, Budapest

Kiss Károly
EMG Esztergom

Kiss Zoltán
Számítástechnikai Oktató Központ,
Budapest

Dr. Kisszely György
SZOTE Orvosi Biológiai Intézet

Kobzos László
TKI Budapest

Komondi Pál
INFELOR Rendszertechnikai Vállalat
Budapest

Kónya István
Egészségügyi Minisztérium

Kosztolányi Zoltán
Számítástechnikai Koordinációs Intézet,
Budapest

Dr. Kovács Bertalan
Városi Tanács Kórháza, Vác

Kovács Ferenc
INFELOR, Sz.T.O., Budapest

Dr. Kovács Jenő
Onkológiai Gondozó Intézet, Budapest

Kovács Tivadar
BME Automatizálási Tanszék

Dr. Kovács Zoltán
Szeged Városi Tanács

Kozma János
Élelmiszeripari Ügyvitelszervezési és
Gépi Adatfeldolgozási Vállalat,
Budapest

Lantos László
Műszeripari Kutató Intézet, Budapest

Dr. Lehoczky János
BME Automatizálási Tanszék

Lendvay János
Országos Sugárbiológiai Intézet,
Budapest

Dr. Leviardi, Stefano
Laboratorio di Cibernetica, Nápoly

Lőrinczy László
KGM MTTI, Budapest

Lukács Katalin
VIDEOTON Rt. Budapest

Dr. Madarász István
JATE Kibernetikai Laboratórium

Dr. Makay Árpád
MTA Matematika Logikai és Automata-
elméleti Tanszéki Kutató Csoport, Szeged

Dr. Mányi Géza
Orvostovábbképző Intézet, Budapest

Markovits Zoltán
Egészségügyi Minisztérium

IV

Marosi Judit
MTA Számítástechnikai Központ,
Budapest

Dr. Martin János
Országos Munkaegészségügyi Intézet,
Budapest

Matievics Istvánné
SZOTE Központi Kutató Laboratórium

Dr. Medveczki Pál
Honvédelmi Minisztérium

Dr. Meggyaszi Sándor
SOTE I.sz. Sebészeti Klinika

Dr. Mitsányi Attila
Egészségügyi Minisztérium

Molnár Ervin
Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki
Főiskola, Budapest

Dr. Molnár Gergely
Egyetemi Számítógépzpont, Budapest

Dr. Molnár Jenő
SOTE

Dr. Muszka Dániel
JATE Kibernetikai Laboratórium

Müller Gyula
EMG, Budapest

B. Nagy András
TKI, Budapest

Dr. Nagy Kálmán
Péterffy S. u. Kórház, Budapest

Osváth Péter
BME Műszer- és Méréstechnikai Tanszék

Pál Iván
SOTE

Dr. Paksy András
MTA Biometria Csoport, Budapest

Pap László
BME Híradástechnikai Elektronikai
Intézet, Budapest

Párdányi Miklósné
MTA Biometria Csoport,
Budapest

Pártos Oszkár
MTA KFKI, Budapest

Pellionisz András
SOTE Anatómiai Intézet, Budapest

Pellionisz Péter
MTA KFKI, Budapest

Péter Attila
MTA KFKI, Budapest

Dr. Péter Zoltán
Országos Onkológiai Intézet, Budapest

Pintér Zsuzsa
INFELOR Rendszertechnikai Vállalat,
Budapest

Pótzs Péter
INFELOR Rendszertechnikai Vállalat,
Budapest

Révész Andorné
INFELOR Rendszertechnikai Vállalat,
Budapest

Dr. Ringwald Gábor
SOTE Számítástechnikai Csoport

Róka Ottó
Országos Sugárbiológiai Intézet,
Budapest

Rózsa Gábor
Műszeripari Kutató Intézet, Budapest

Dr. Sarkadi Ádám
Országos Idegsebészeti Tudományos
Intézet, Budapest

Siklaky István
INFELOR II. Rendszertechnikai Vállalat,
Budapest

Dr. Simonyi János
Bajcsy Zs. Kórház, Budapest

Sólyom László
SOTE

Steiner László
BME Műszer- és Méréstechnikai
Tanszék, Budapest

Dr. S. Kopp Mária
Országos Munkaegészségügyi
Intézet, Budapest

Schwarzenberger Ferenc
Műszeripari Kutató Intézet, Budapest

Szabados Tamás
BME Vill. Mat. Tanszék, Budapest

Szabó Domonkos
Állami Kórház, Balatonfüred

Szántó Zsuzsa
Számítástechnikai Oktató Központ,
Budapest

Szebeni János
TNI, Budapest

Dr. Székely Sándor
JATE Kibernetikai Laboratórium

Dr. Szekeres István
SZOTE Gyermekgyógyászati Klinika

Szekeres László
SZOTE Élettani Intézet

Dr. Szellezsán János
Országos Tervhivatal Számítóközpont,
Budapest

Szelke Erzsébet
MTA Automatizálási Kutató Intézet,
Budapest

Dr. Szentgáli Gyula
Megyei Kórház, Szekszárd

Szepes Róbert
OMFB, Budapest

Széghalmi Géza
INFELOR Rendszertechnikai Vállalat,
Budapest

Sztipanovics János
BME Műszer- és Méréstechnikai Tanszék

Szutrély Judit
SOTE Számítástechnikai Csoport

Szucs Béla
BME Automatizálási Tanszék

Telegi László
MTA Számítástechnikai Központ,
Budapest

Dr. Tomor Benedek
Vegyipari Egyetem, Veszprém

Tóperczer Ákos
VIDEOTON Rt., Budapest

Dr. Tóth Kovács János
Honvédelmi Minisztérium

Tóth János
Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki
Főiskola, Budapest

Török Attila
SZOTE Ideg- és Elmekórtani Klinika

D r . T u r o c z k y Julia
Egészségügyi Minisztérium, Budapest

V a d á s z István
MTA Biológiai Kutató Intézet, Tihany

V a j d a Imre
EMG, Budapest

V e r m e s László,
EMG, Budapest

V é g s ő László
Számítástechnikai Koordinációs
Intézet, Budapest

V i s z t Éva
SOTE Számítástechnikai Csoport

Z e m p l é n i Ferenc
EMG, Esztergom

Z i c h y László
Kandó Kálmán Főiskola, Budapest

Z i l l i c h Pál
MEDICOR Művek, Budapest

Z s o h á r János
Műszeripari Kutató Intézet, Budapest

SZOTE Élettani Intézet és JATE Kibernetikai Laboratórium

Elemi idegi folyamat matematikai analízise

Török Attila, Máté Eörs, Szekeres László, Bohus Mihály és Fodor Zsuzsa

Puhatestű állatokon végzett idegrendszeri vizsgálataink során szükségesnek láttuk, hogy finomabb analízis alá vegyük az egysejtaktivitást. A kollokvium címe alapján úgy véljük, hogy akkor járunk el helyesen, ha ezen elemi idegi folyamatok vizsgálatában alkalmazott mérési, regisztrálási és feldolgozási módszereinket domborítjuk ki.

Vizsgálatainkhoz a *Helix pomatia* L. (éti csiga) garatalatti ganglionjait választottuk, melyek azzal az előnyös tulajdonsággal rendelkeznek, hogy számos u.n. órlás idegsejtet tartalmaz. Ezen idegsejtek egyikének érdekes működési sajátosságai vannak, amelyek különösen alkalmasak arra, hogy rajtuk keresztül demonstráljuk eredményeinket. Az ehhez hasonló módon működő neuronokat Arvanitaki és Chalazonitis (1955) vizsgálatai óta az irodalom Br-sejteknek nevezi.

Mint ismeretes az idegsejt membránja elektromosan hyperpolarizált állapotban van mindaddig, amíg nem kerül ingerületbe. Ez esetben polaritása rövid időre ellenkező előjelű lesz. Tehát az idegsejt fizikai mérések során felfogható mint egy rendkívül kis teljesítményű feszültség-generátor. Az ingerület alatti feszültségváltozást akciós potenciálnak nevezzük, de sok esetben a spike elnevezés is használatos. Mi a rövideg kedvéért előadásunkban az utóbbi megjelölést használjuk.

Kísérleteinknél a gangliont in vitro vizsgáltuk. A megfelelő sejtet preparálók mikroszkóp alatt kerestük ki. A mérések alatt a preparátumot fiziológiás csiga-Ringerben tartottuk.

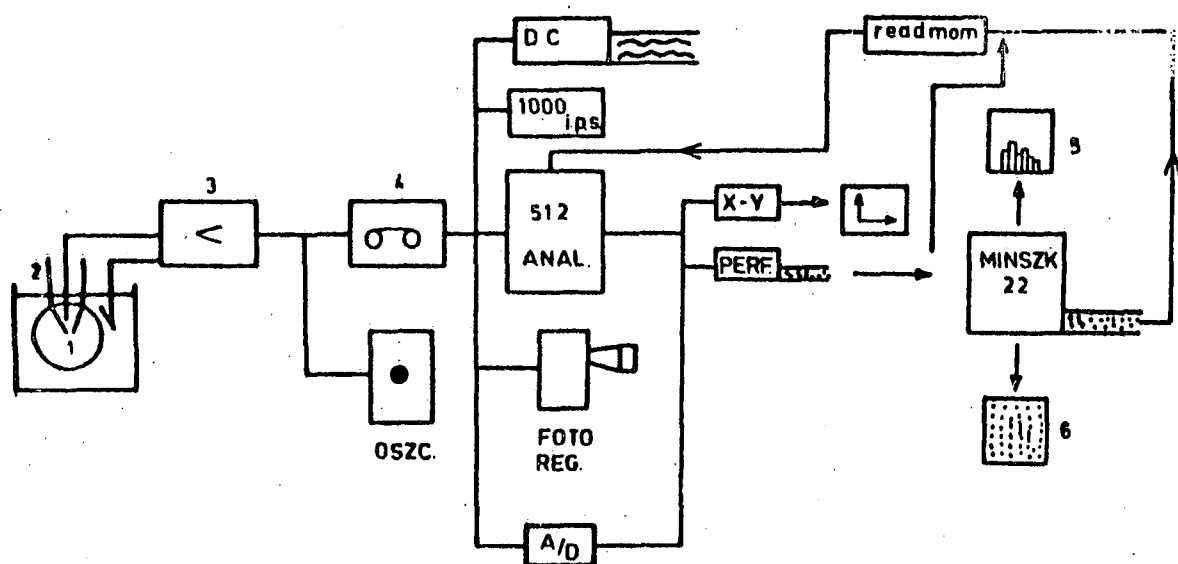
Az 1. ábrán látható a mérési és az adatfeldolgozó rendszer blokk-diagramja. Az idegsejtből (1) üveg mikroelektrodával (2) vezetjük el az elektromos aktivitást, egy MIKI gyártmányú 1623 típusú biológiai erősítőhöz. (3). A felerősített jelet oszcilloszkópon történő vizuális ellenőrzés mellett Philips gyártmányú ANALOG-7 típusú mágneses jeltárolóra visszük. Itt említjük meg, hogy ezzel a készülékkel négy különböző sebességgel lehet felvételt készíteni, illetve azt lejátszani. Ez lehetővé teszi a kísérlet során rögzített folyamatok 2x, 4x, 8x, 16x és 32x-es gyorsítását, illetve lassítását az analízis során. Tehát pl. ha a vizsgált jelenségnek a részletei is érdekelnek, akkor a legnagyobb sebességgel

készítjük a felvételt, visszajátszásnál pedig a leglassubbat használjuk. Mi ezt a módszert az akciós potenciálok jelalakjának analizálásánál alkalmaztuk úgy, hogy a visszajátszásnál 32x-es lassítást használtunk. Ez a lassított jel analóg-digitál konverter által vezérelt Facit perforálón keresztül 8 csatornás lyukszalagra kerül. Mivel a konverter másodpercenként 150-szer mérte meg a jeltárolóból jött feszültség-ingadozás amplitudó-értékét, ezért az eredeti folyamatnak közel 0,2 msec-kénti feszültségértékeit nyertük digitálisan a további számítógépes feldolgozásra. Sok esetben azonban ilyen finom felbontásra nincs szükség. Fordított üzemmódot érdemes választani, ha a kísérletnek az a célja, hogy több órás változás tendenciáját vizsgáljuk meg. Ekkor, ha leglassabb sebességfokozattal készítjük a felvételt és a meglévő csatornákat egymásután használjuk, akkor egy kazettára közel 2 napos felvételt lehet rögzíteni. Ugyanakkor értékelésnél az esetleg 2 óra alatt visszajátszható.

A mágneses jeltárolóból a kísérletek befejezése után az analizálandó részleteket KFKI gyártmányú NTA 512 típusú sokcsatornás analízátorba visszük. Az így nyert adatokat további számítógépes analízis céljára is alkalmas formában ugyancsak lyukszalagra rögzítjük, melyeken a következő összefüggések lehetnek:

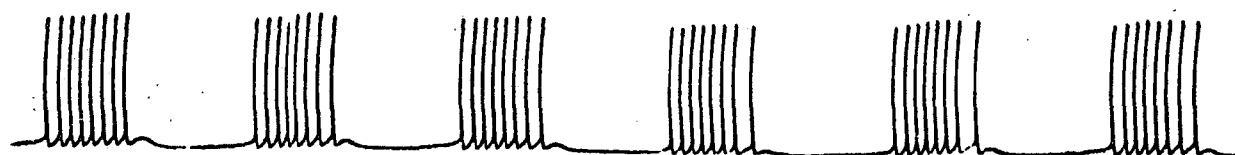
- a) szekvenciális interspike-idő intervallum értékek
- b) interspike-, inter-burst hisztogramok
- c) akciós potenciál jelalakja
- d) spikesűrűség időbeli változása
- e) auto- és kereszt-korrelogram

Mód van az analízátorból az adatok kimentésére a már említett lyukszalagos rögzítés mellett a display fényképezése vagy annak X-Y íróra való kivitelé által. Hasznosnak bizonyult az értékelendő részek kiválogatása úgy, hogy a mágneses jeltárolóból a jeleket egy DC erősítőbe vittük, mely 4 csatornás tintairós regisztrátumot készít. Mi erre a célra Galileo gyártmányú R 35 f típusú polifiziográfot használtunk. Egy ilyen regisztrátumot mutatunk be a 2. ábrán, mely a Br-sejt jellemző működését írja le. Látható, hogy az egymást követő kisülések csoportokban, úgynevezett burst-okban jelentkeznek, és a sorozatokon belül az interspike-időintervallumok hossza bizonyos törvényszerűséget mutat. Az ilyen típusú kisüléssorozatok analizálásának szempontjait a 3. ábra szemlélteti. Az alkalmazott jelölések értelmezése: i a burst sorszáma, T_i az i . burst-ben az utolsóelőtti és az utolsó spike között eltelt idő, n_i az i . burst spike-jainak darabszáma, τ_{in_i} ugyanezen kisüléssorozat utolsó spike-jának jelszélessége, Δ_i az i . és az $i+1$. burst között eltelt idő hossza. A 3. ábra c. része a fenti adatokból készített statisztikák táblázatát mutatja. (Sz.Br_{oc}. 1971).



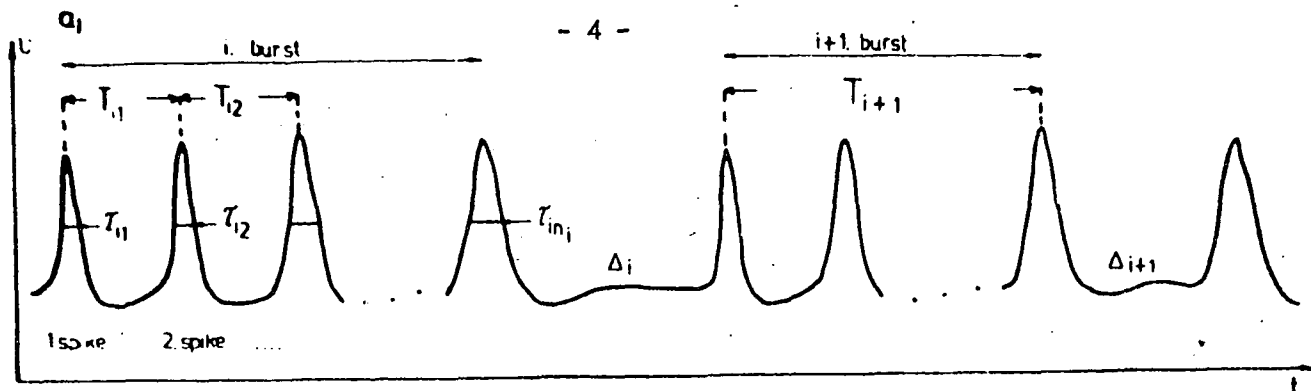
1. ábra

A berendezés blokké váza



2. ábra

BR típusú k i s ü l é s s o r o z a t



b₁

1.	i	n _i	T ₁₁	T ₁₂	...	T _{1k}	...	T _{1, n_i-1}	T ₁	Δ _i	$i = 1, 2, \dots, N$ $1 \leq n_i \leq n$ $T_i = \sum_{k=1}^{n_i} T_{ik}$ $t = \sum_{i=1}^N T_i + \Delta_i$
2.	i	n ₂	T ₂₁	T ₂₂	...	T _{2k}	...	T _{2, n₂-1}	T ₂	Δ ₂	
...	
i.	i	n _i	T _{i1}	T _{i2}	...	T _{ik}	...	T _{i, n_i-1}	T _i	Δ _i	

c₁: pl.

	n _i	T ₁	T ₂	...	T	Δ
előfordulások száma	177	177	177		177	176
átlag	859	413,8	342,8		2856	4251
szórás
konfidencia int.

3. ábra

a.) A kisüléssorozat jelölései

b.) A sorozat-kikereső táblázat elve

c.) A kisülési mintázat statisztikai adatai

	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	T ₅	T ₆	T ₇	T ₈	T ₉	T ₁₀	MAXT _{EE}	MAXT _{AB}	MAXT _{SEP}
1	334	300	124	110	351	173	482	0	0	1	2418	4783	7203
2	174	344	113	111	371	138	379	0	0	1	472	4333	13951
3	196	309	109	108	312	184	422	0	0	1	418	1897	3287
4	430	307	101	970	313	135	377	384	0	1	478	1817	4978
5	423	335	119	110	370	137	361	407	0	1	633	1802	3714
6	408	334	115	977	315	104	379	497	0	1	644	1998	6587
7	433	343	111	998	358	110	386	438	0	1	610	4335	7805
8	423	349	117	990	302	99	383	441	0	1	777	4120	4333
9	387	384	117	113	376	145	383	454	0	1	851	1878	1278
10	424	377	108	121	295	145	347	467	548	1	1381	1677	8338
11	384	314	98	100	311	177	383	321	0	1	772	1777	74894
12	420	387	111	129	315	338	417	437	0	1	937	1910	8777
13	432	387	125	119	309	118	384	481	0	1	927	1884	8051
14	411	324	117	119	319	147	404	481	0	1	914	1807	5207
15	425	315	117	118	340	144	380	481	0	1	947	1888	1708
16	403	307	991	998	311	119	408	519	0	1	953	4171	17148
17	410	307	119	118	342	118	479	424	0	1	1187	1710	117001
18	443	371	109	127	317	134	398	509	0	1	1115	1138	12428
19	443	364	123	128	342	130	383	480	0	1	947	1371	13740
20	419	374	122	127	357	427	478	507	0	1	1278	1707	17824
21	442	382	120	141	343	355	389	457	0	1	1040	1445	144912
22	441	382	100	129	358	440	0	0	0	1	1145	1811	141371
23	411	331	133	108	344	417	441	0	0	1	1047	1805	127378
24	174	377	113	110	343	177	482	0	0	1	314	1871	18724
25	379	387	133	129	354	193	512	0	0	1	867	1394	170208
26	427	323	122	108	372	347	438	0	0	1	1488	1047	178348
27	428	307	111	122	373	143	383	491	0	1	1317	4317	181838
28	451	372	105	132	371	445	500	0	0	1	977	1407	140415
29	437	377	131	138	311	415	417	0	0	1	388	1039	197074
30	413	344	114	124	314	151	410	0	0	1	477	1884	213203
31	418	383	140	128	344	184	432	0	0	1	341	1812	200710
32	424	387	127	111	377	147	403	584	0	1	1041	1907	214813
33	387	324	102	108	374	154	413	527	0	1	1011	1914	203831
34	418	315	115	121	317	188	501	0	0	1	376	1872	228823
35	387	327	104	119	345	174	378	537	0	1	1014	1159	215978
36	427	323	122	108	372	347	438	0	0	1	1488	1047	178348
37	428	307	111	122	373	143	383	491	0	1	1317	4317	181838
38	451	372	105	132	371	445	500	0	0	1	977	1407	140415
39	437	377	131	138	311	415	417	0	0	1	388	1039	197074
40	413	344	114	124	314	151	410	0	0	1	477	1884	213203
41	418	383	140	128	344	184	432	0	0	1	341	1812	200710
42	424	387	127	111	377	147	403	584	0	1	1041	1907	214813
43	387	324	102	108	374	154	413	527	0	1	1011	1914	203831
44	418	315	115	121	317	188	501	0	0	1	376	1872	228823
45	387	327	104	119	345	174	378	537	0	1	1014	1159	215978
46	427	323	122	108	372	347	438	0	0	1	1488	1047	178348
47	428	307	111	122	373	143	383	491	0	1	1317	4317	181838
48	451	372	105	132	371	445	500	0	0	1	977	1407	140415
49	437	377	131	138	311	415	417	0	0	1	388	1039	197074
50	413	344	114	124	314	151	410	0	0	1	477	1884	213203
51	418	383	140	128	344	184	432	0	0	1	341	1812	200710
52	424	387	127	111	377	147	403	584	0	1	1041	1907	214813
53	387	324	102	108	374	154	413	527	0	1	1011	1914	203831
54	418	315	115	121	317	188	501	0	0	1	376	1872	228823
55	387	327	104	119	345	174	378	537	0	1	1014	1159	215978
56	427	323	122	108	372	347	438	0	0	1	1488	1047	178348
57	428	307	111	122	373	143	383	491	0	1	1317	4317	181838
58	451	372	105	132	371	445	500	0	0	1	977	1407	140415
59	437	377	131	138	311	415	417	0	0	1	388	1039	197074
60	413	344	114	124	314	151	410	0	0	1	477	1884	213203
61	418	383	140	128	344	184	432	0	0	1	341	1812	200710
62	424	387	127	111	377	147	403	584	0	1	1041	1907	214813
63	387	324	102	108	374	154	413	527	0	1	1011	1914	203831
64	418	315	115	121	317	188	501	0	0	1	376	1872	228823
65	387	327	104	119	345	174	378	537	0	1	1014	1159	215978
66	427	323	122	108	372	347	438	0	0	1	1488	1047	178348
67	428	307	111	122	373	143	383	491	0	1	1317	4317	181838
68	451	372	105	132	371	445	500	0	0	1	977	1407	140415
69	437	377	131	138	311	415	417	0	0	1	388	1039	197074
70	413	344	114	124	314	151	410	0	0	1	477	1884	213203
71	418	383	140	128	344	184	432	0	0	1	341	1812	200710
72	424	387	127	111	377	147	403	584	0	1	1041	1907	214813
73	387	324	102	108	374	154	413	527	0	1	1011	1914	203831
74	418	315	115	121	317	188	501	0	0	1	376	1872	228823
75	387	327	104	119	345	174	378	537	0	1	1014	1159	215978
76	427	323	122	108	372	347	438	0	0	1	1488	1047	178348
77	428	307	111	122	373	143	383	491	0	1	1317	4317	181838
78	451	372	105	132	371	445	500	0	0	1	977	1407	140415
79	437	377	131	138	311	415	417	0	0	1	388	1039	197074
80	413	344	114	124	314	151	410	0	0	1	477	1884	213203
81	418	383	140	128	344	184	432	0	0	1	341	1812	200710
82	424	387	127	111	377	147	403	584	0	1	1041	1907	214813
83	387	324	102	108	374	154	413	527	0	1	1011	1914	203831
84	418	315	115	121	317	188	501	0	0	1	376	1872	228823
85	387	327	104	119	345	174	378	537	0	1	1014	1159	215978
86	427	323	122	108	372	347	438	0	0	1	1488	1047	178348
87	428	307	111	122	373	143	383	491	0	1	1317	4317	181838
88	451	372	105	132	371	445	500	0	0	1	977	1407	140415
89	437	377	131	138	311	415	417	0	0	1	388	1039	197074
90	413	344	114	124	314	151	410	0	0	1	477	1884	213203
91	418	383	140	128	344	184	432	0	0	1	341	1812	200710
92	424	387	127	111	377	147	403	584	0	1	1041	1907	214813
93	387	324	102	108	374	154	413	527	0	1	1011	1914	203831
94	418	315	115	121	317	188	501	0	0	1	376	1872	228823

A 4. ábra az előző ábra b részében közölt szempontok alapján MINSZK-22 típusú digitális nagyszámítógépen kiszámított és kinyomtatott eredménytáblázatának egy protokoll példánya. Az itt alkalmazott fejléc jelölései alatt a következőket kell érteni "NDB" az egyes burst-okban található spike-ok darabszáma, "NAGYTEEK" a burstok időtartama, "IDO MSEC" a folyamatos idő. Amennyiben egy sorozat 10 spike-nál többet tartalmaz, a kinyomtatástól függetlenül további feldolgozás céljából ez az érték is bent marad a számítógép memóriájában. (Kísérlet jele: T.lir. 1972).

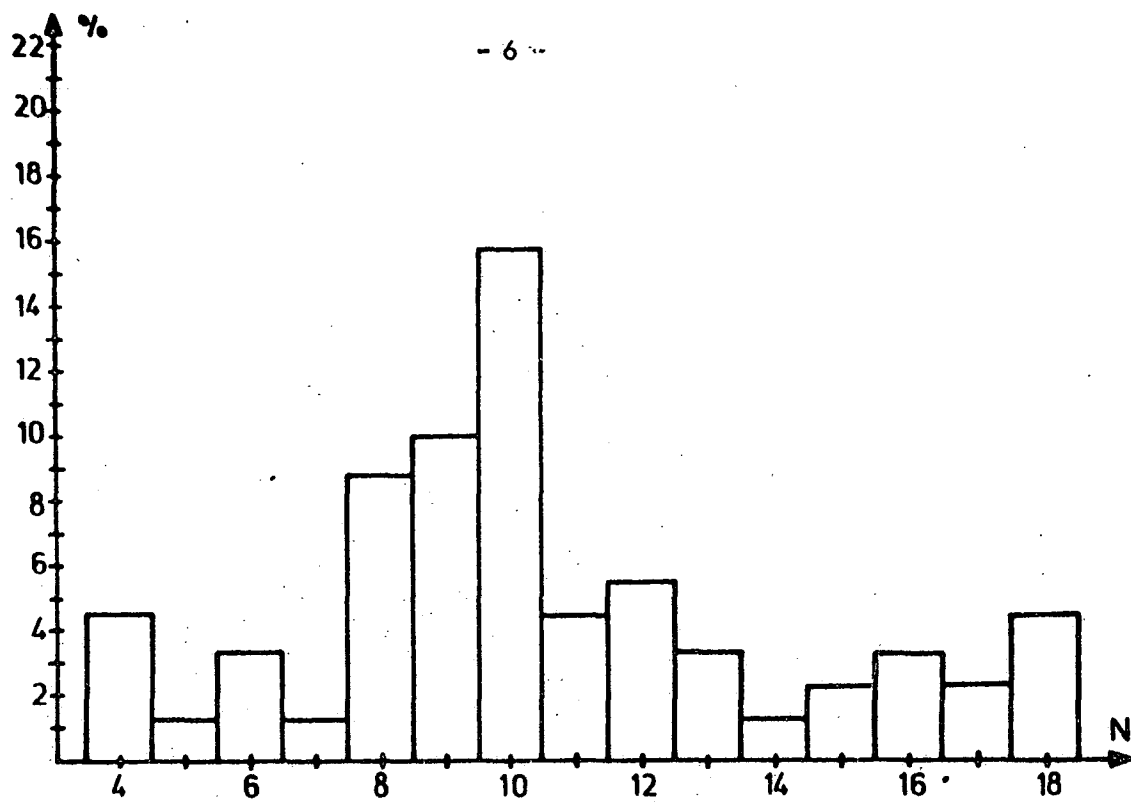
Az 5. ábra egy Br-sejt kisülési mintázatának hisztogramja, N: a burst-on belüli spike-ok darabszáma. (Kísérlet jele: Sz.Br. 1972).

A fenti kísérletből kiválasztottunk 10 akciós potenciálból álló burst-oknak sajátos viselkedést mutató sorozatát. A 6. ábrán ábrázoltuk ennek a 22 tagból álló train-nek az átlagaiból számított interspike (T) - idő (t) és frekvencia (γ) - idő (t) összefüggéseit. Az előző összefüggést szaggatott, az utóbbit pedig folyamatos vonallal rajzoltuk. Az alsó sor mutatja az átlag kisülési mintázatot.

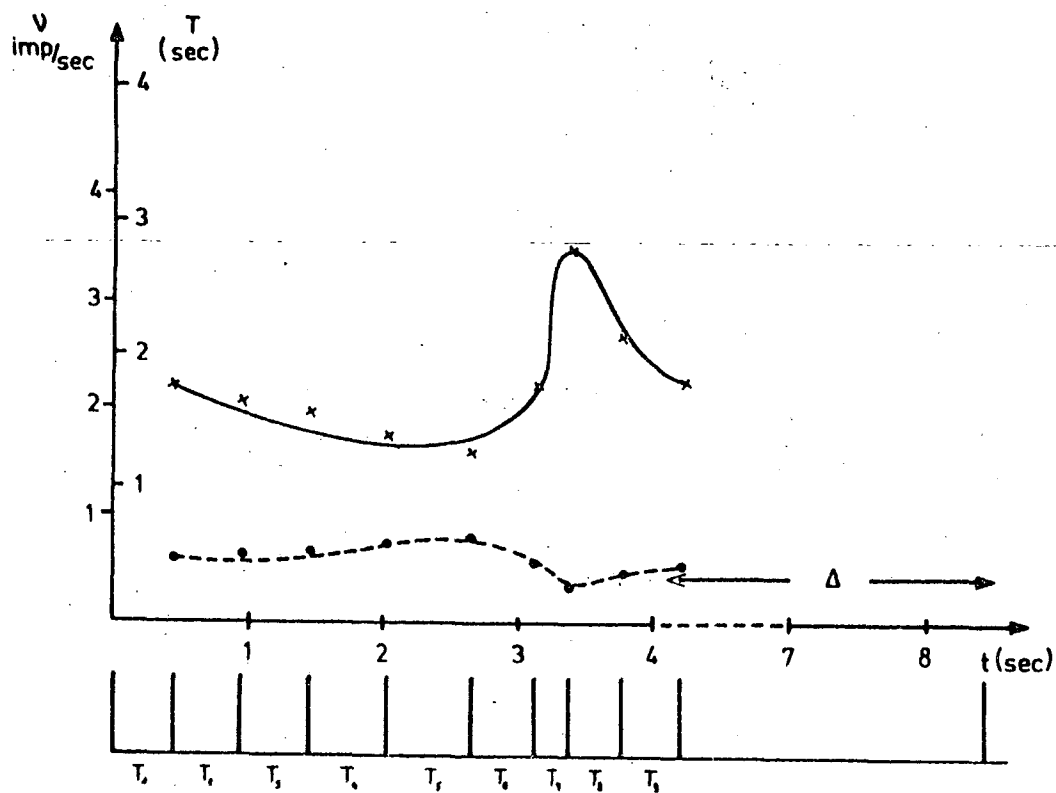
Ugyancsak nagyszámítógéppel rendeztük és számítottuk ki az egy kísérleten belüli burst-ok első, második, ... interspike-időintervallumainak statisztikai jellemzőit. A 7. ábrán látható a számítógép szélesnyomtatóján kiadott első öt interspike hisztogram, az oszlopok alatti első számsor a darabszámot, a második a %-ot, a harmadik pedig az intervallumok felső határát jelenti. (Kísérlet jele: Sz. Br. 1971).

Sajátos viselkedést mutat az egy sorozaton belül egymás után következő akciós potenciálok lefutása. Azt tapasztaltuk, hogy spike-ok jelszélessége egy sorozaton belül egyre nő. A 8. ábra egy 9 tagból álló kisülési sorozat akciós potenciáljainak időbeli lefutását mutatja egymásra fotózva. (Kísérlet jele: Sz. Br. 1971.)

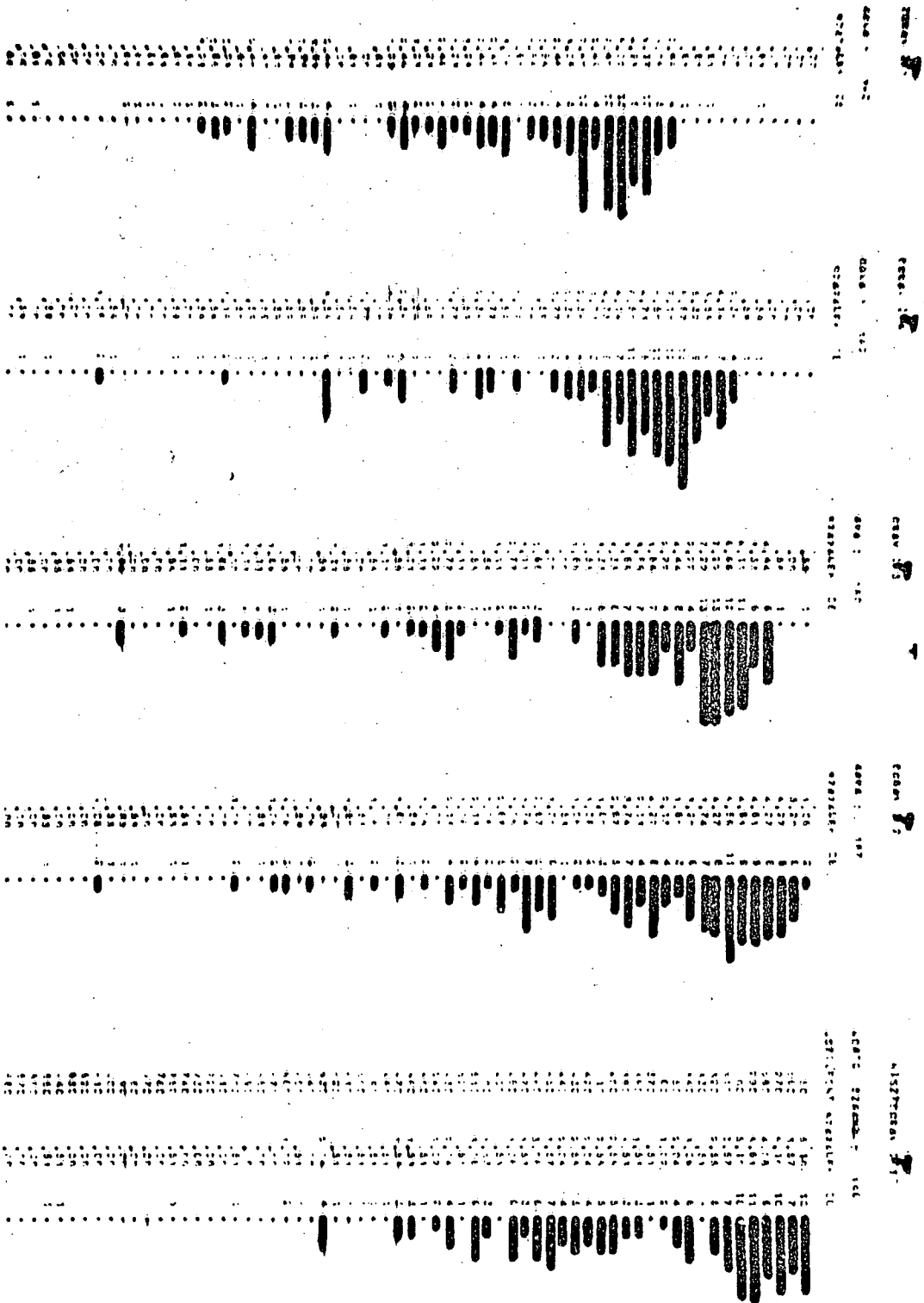
A jelszélesség-analízis finomabb elvégzése érdekében az oszcilloszkópos felvételek mellett idődigitalizálást is alkalmaztunk. A használt két módszer egyike a következő volt. A 9. ábrán látható egyetlen akciós potenciál (felső vonal), ennek egy céláramkörben megjelenő digitalizált alakja (középső vonal), valamint a legalsó vonal ennek az akciós potenciálnak a jelszélessége. Ez utóbbi került be az analízátorba, ahonnan az értéket msec-os pontossággal lyukszalagra rögzítettük. A másik módszer a jelalak-analízishez nagy lassítással felvett finom felbontású lyukszalagos technika volt. A MINSZK-22 számítógéppel a lyukszalagról kikerestük az akciós potenciálokat és azt a 10. ábra szerint kinyomtattuk. Vízszintes irányban két pont közötti távolság 0.832 msec-nak felel meg, a függőleges irányban a lépték: számértékenként 0,5 mV. A képen csak minden 3. számértéknek megfelelő szélesség van kinyomtatva. A kép bal felső sarkában



5.6bra
Burstök hisztogramja

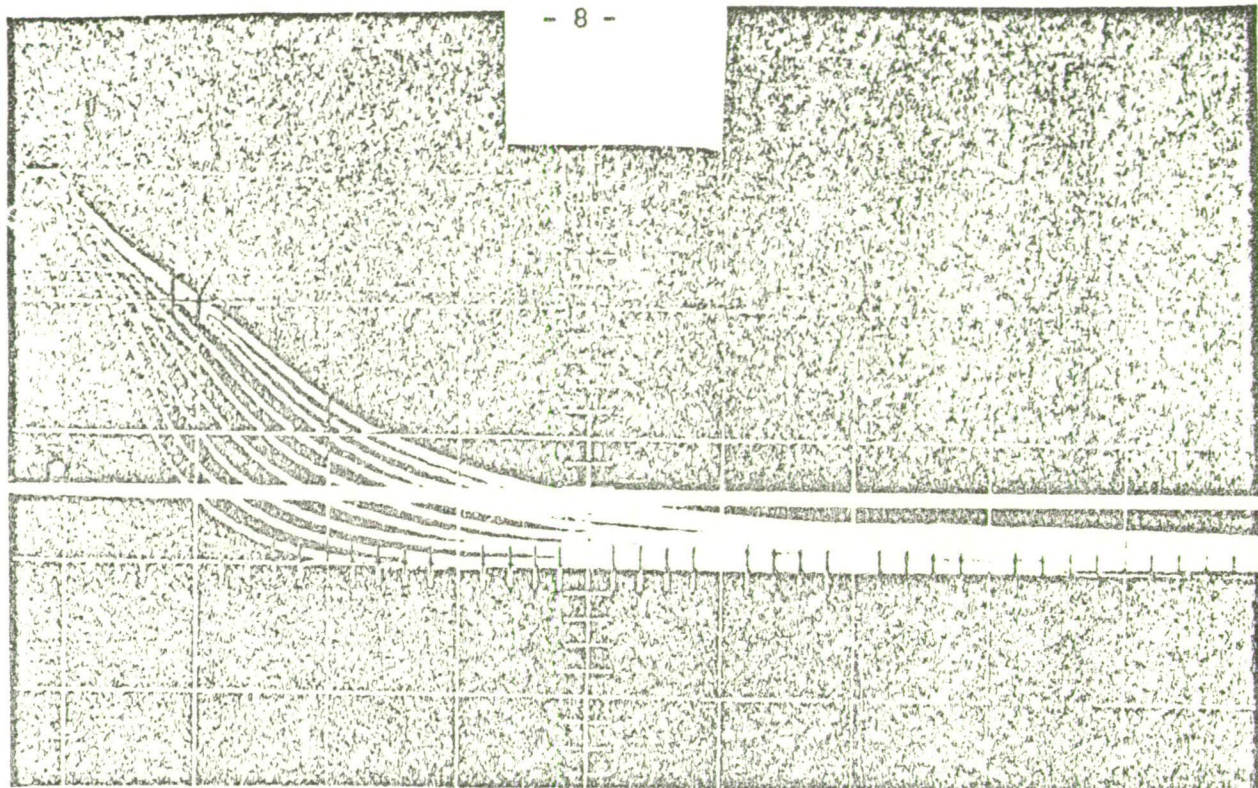


6.6bra

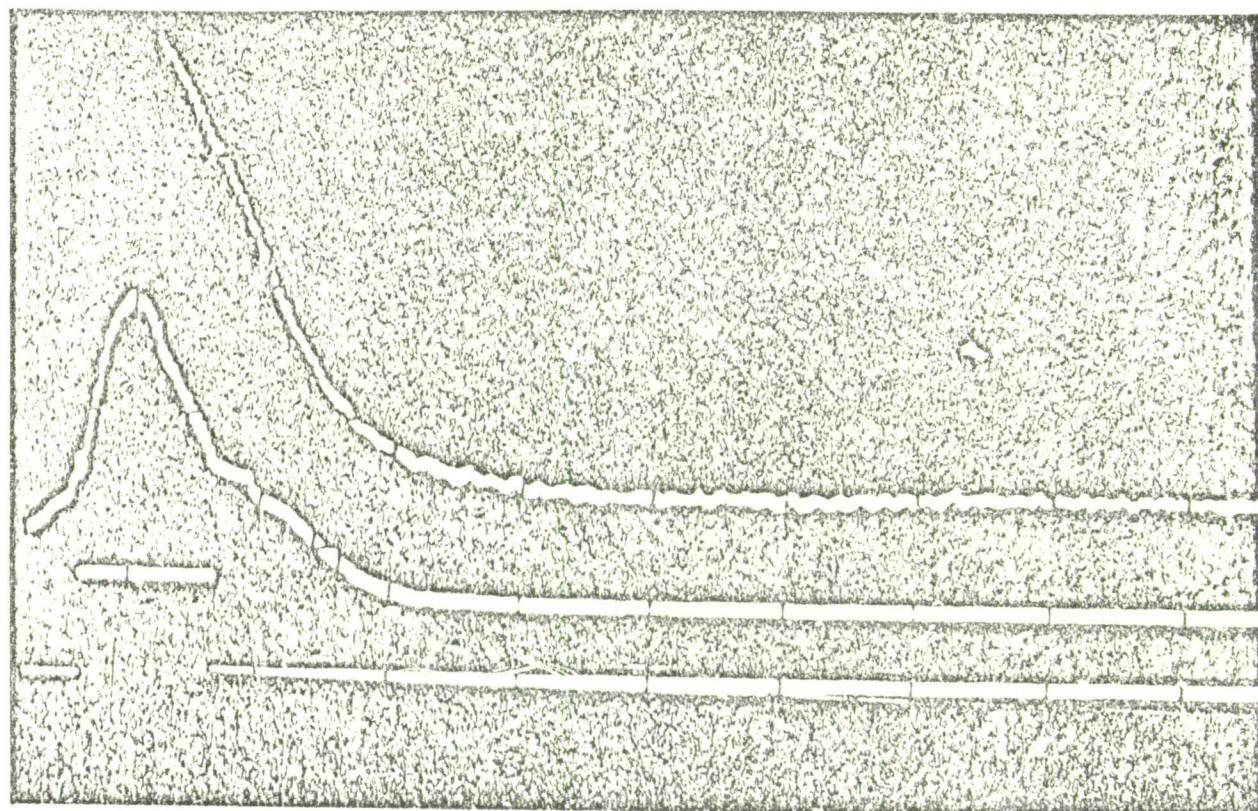


7. ábra

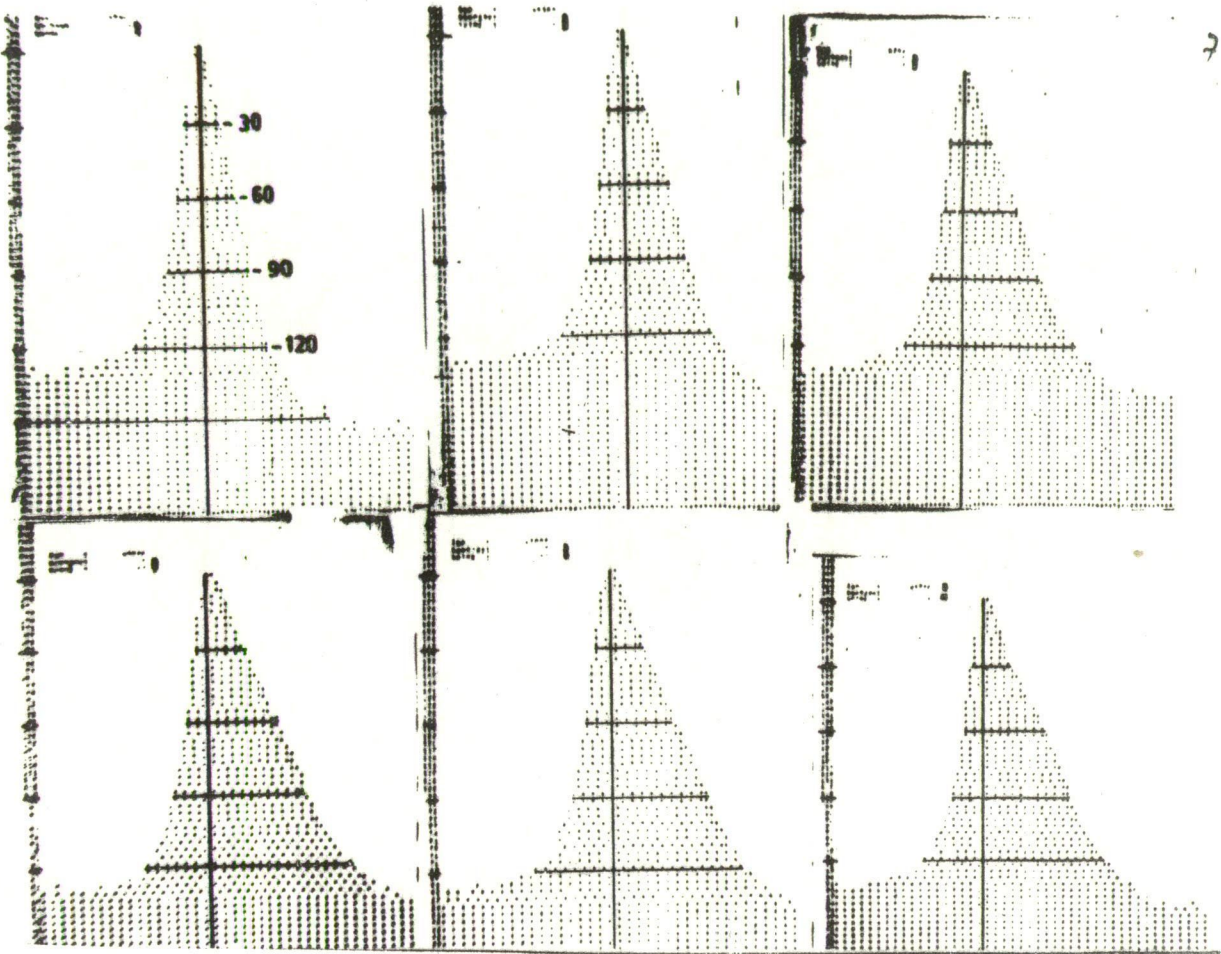
Interspike intervallumok histogramjai



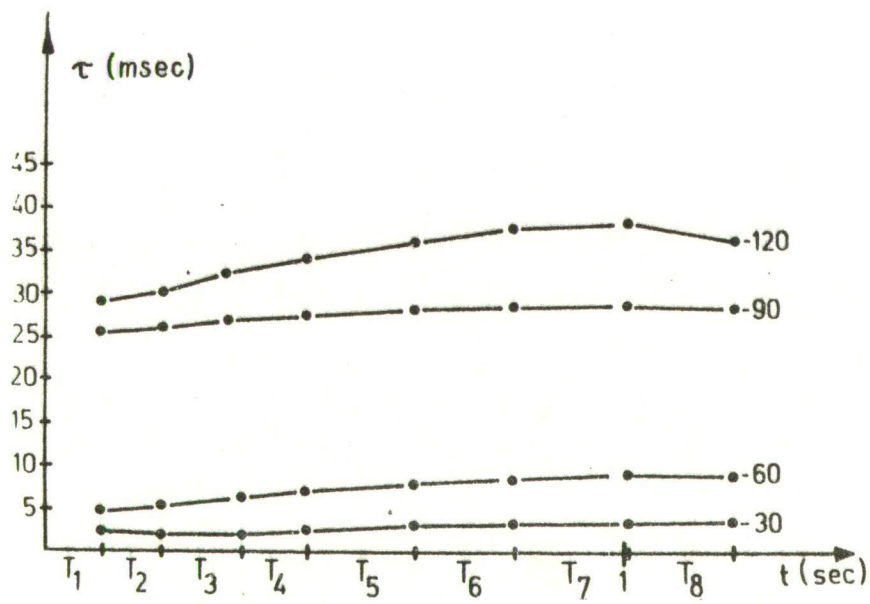
8. ábra



9. ábra



10. ábra



11. ábra

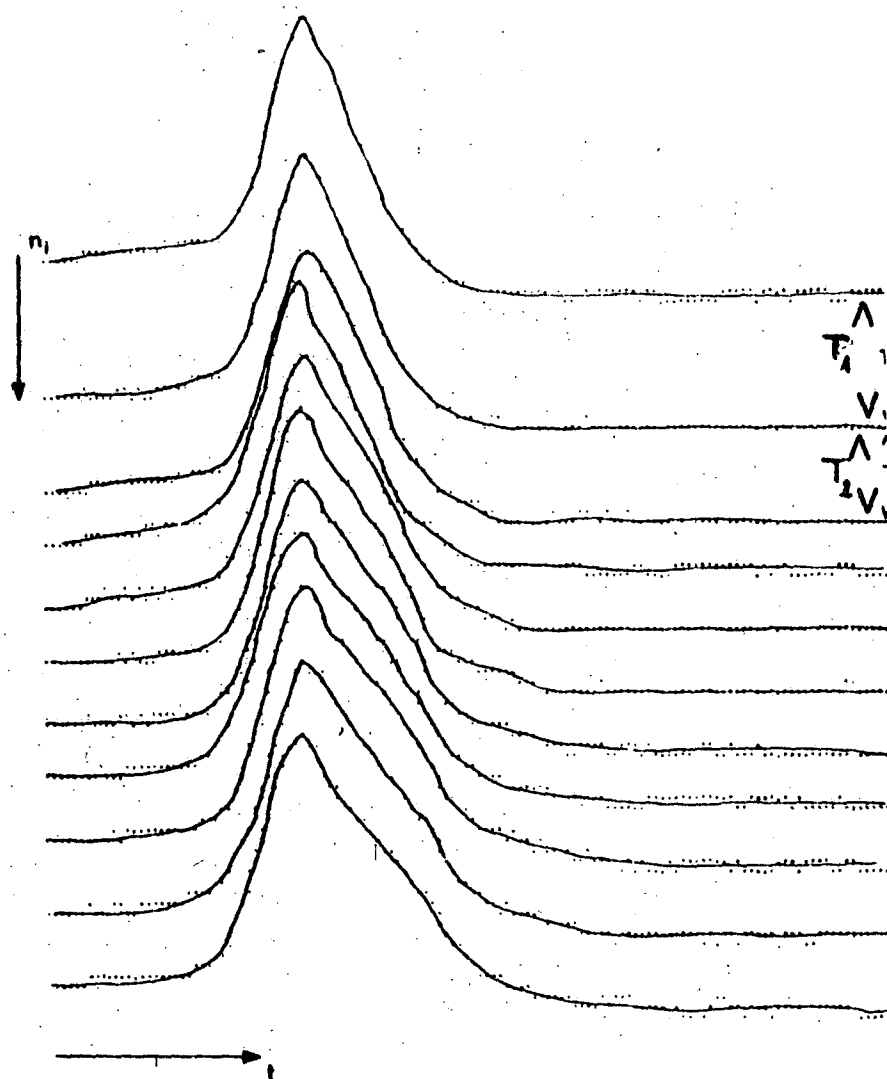
levő adatok: a kísérlet kezdetétől eltelt idő, a burst sorozatszám és a spike burst-on belüli sorszáma. Megnéztük, hogy az akciós potenciál tengelyére merőlegesen négy különböző magasságban milyen széles a spike. Ezek a szélességek csucstól lefelé 30, 60, 90 és 120 egységgel lettek megmérve, melyek értelemszerűen 15, 30, 45 és 60 mV levonását jelentik a csucspotenciálból. (Kísérlet jele: Sz. Br. 1972.)

Számítógépes programmal kaptuk meg az akciós potenciálok különböző magasságokban levő jelszélességeit is. Ezek (τ), időtől (t) való változását mutatjuk be a 11. ábrán. (Kísérlet jele: Sz. Br. 1971.)

Egy reprezentatív burst számítógép szélesnyomatója által kirajzolt spike-jait demonstráljuk a 12. ábrán. A sorozat első akciós potenciálja van legfelül, majd az azt követők rendre egymás alatt. A spike-ok egymástól mért függőleges távolsága arányos a köztől eltelt idővel (T), míg a vízszintes tengely a folyamatos időt (t) jelenti. (Kísérlet jele: T.Br. 1972.)

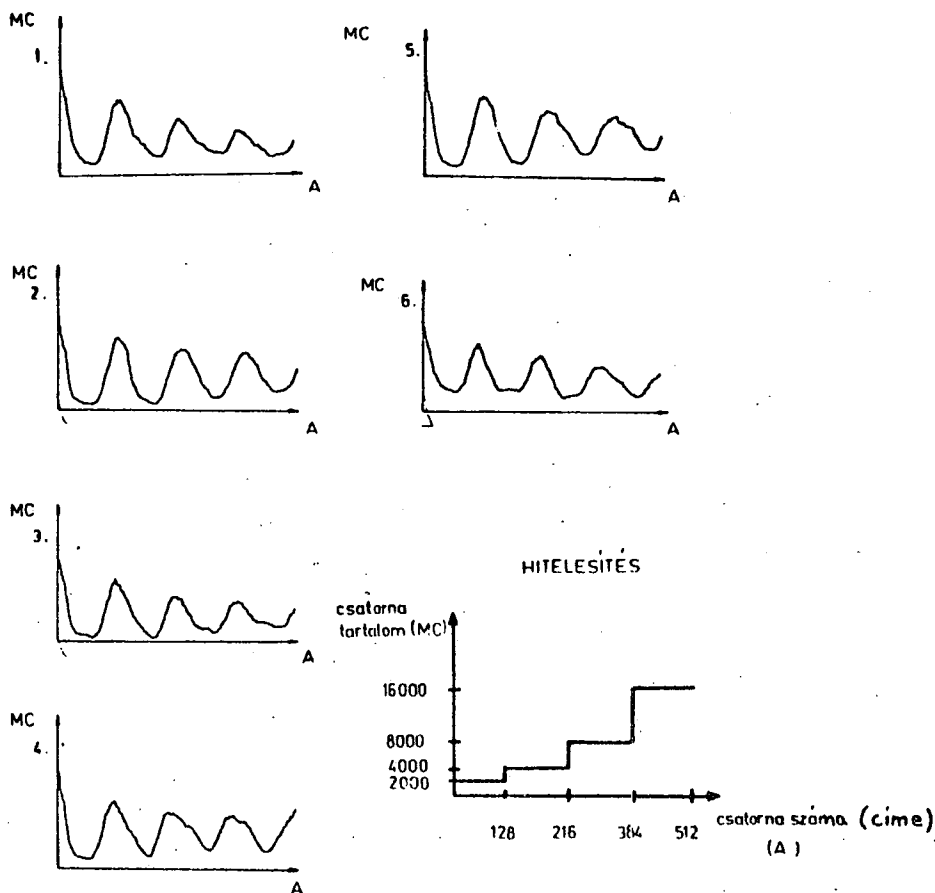
Végezetül ismertetni kívánjuk azon vizsgálatainkat, melyek arra irányultak, hogy az egymás utáni kisülések miként befolyásolják egymást. Legelőször az interspike-időintervallumok korrelációját néztük meg egy sorozaton belül. A 13. ábra hat egymásután következő burst autokorrelogramját mutatja, a hitelesítéssel. Ezeket a vizsgálatainkat szintén az 512 csatornás analízátorral végeztük, annak Korall B típusu plug-in-ját használva. A függőleges tengely az analízátor egy-egy csatornájának memória tartalmát (MC), a vízszintes pedig a csatorna címét (A) jelenti. Az analízátorba 4x-esen lassított jelet tápláltunk be, és 20 μ sec-os csatornaváltási idővel dolgoztunk. Mivel az igénybe vett csatornák száma 512 volt, így a késleltetés 10-5100 msec között változott. Egy-egy sorozatban 8-9 spike volt. (Kísérlet jele: T.Br. 1972.)

Az összefüggések vizsgálatában tovább menve kézenfekvőnek adódott megnézni az interspike-idők és az előttük lévő spike-ok jelszélessége, valamint az egymást követő akciós potenciálok jelszélessége közötti korrelációkat. Erre a célra egy 10×10 -es mátrixot alkottunk, melynek általános tagja öt sorvektorból áll. Az r_{ij} jelenti az i . és a j . interspike-idők közötti korrelációs együtthatót, feltéve, hogy mindkét idő létezik, a második ezek együttes előfordulásának száma, a harmadik vektor első tagja az i . interspike-idők átlaga, ha létezik a j . átlagidő, míg a második tag a j . átlagidő, ha van i . interspike idő. Alattuk tüntettük fel ezek szórását, és konfidencia intervallumait. A számítógéppel kiszámítottuk a bővített interspike-idők korrelációs mátrixa mellett (14. ábra) az ugyancsak bővített korrelációs mátrixot a jelszélességi idők (τ), valamint az interspike idők (T) és jelszélességi idők között. Ezeknél a jelölések: r_{ij} helyett ρ_{ij} , ill. R_{ij} , a $\bar{T}_{i/i}$ helyett pedig $\bar{\tau}_{i/i}$, ill. \bar{T}_i/τ_i .



12. 6bra

Br burstok autócorrelogramjai - 12 -



13. ábra

KORRELÁCIÓS MÁTRIX

$$R = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & \dots & r_{1n} \\ r_{21} & r_{22} & \dots & r_{2n} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ r_{ni} & r_{n2} & \dots & r_{nn} \end{pmatrix}$$

$n=10$

$$\begin{aligned} r_{ii} &= 1 \\ r_{ij} &= r_{ji} \\ db_{ij} &= db_{ji} \\ \bar{T}_{ij} &\neq \bar{T}_{ji} \\ s_{ij} &\neq s_{ji} \end{aligned}$$

a bővített korrelációs
mátrix általános tagja:

$$\begin{pmatrix} r_{ij} & db_{ij} \\ \bar{T}_{ij} & \bar{T}_{ji} \\ s_{ij} & s_{ji} \\ \text{konf.int.} & \text{konf.inf.} \end{pmatrix}$$

$$i, j = 1, 2, \dots, 10$$

14. ábra

A fenti vizsgálatok eredményei elég szoros korrelációt mutattak az első, másod- és harmadrendű tagok viszonylatában. De 0,5-höz közeli korrelációs együtthatók adódtak több kísérletben is az 1 és az 1+4, ... 1+6. tagok között is. Mindezek arra engednek következtetni, hogy ezek között okozati kapcsolatok is vannak a sztochasztikus paraméterek mellett. Felvetődött a gondolata annak, hogy egy-egy burst Br-sejt esetében Markov-láncnak tekinthető. Ilyen irányú vizsgálataink biztató eredményekkel kezdődtek, de további ellenőrzést kívánnak.

I r o d a l o m

- 1.) Arvanitaki, A. and Chalazonitis, N.: C.R.Acad.Sci. (Paris) 240. 462. 1955.
- 2.) Arvanitaki, A. and Chalazonitis, N.: Arch. Sci. physiol. 9. 115. 1955.
- 3.) Vadász, I., Elekes, K. és Salánki J.: MÉT XXXVIII. Vándorgyűlés. 1972.
- 4.) Török, A., Lóbos, E. és Szekeres L.: MÉT XXXVIII. Vándorgyűlés. 1972.

SOTE 1. Anatómiai Intézete

Számítógéppel készült szimulációs film kisagykéregi
neuronhálózatok működésének modellezésére

Pellionisz András

A kisagykéreg, melynek szerkezete minden más idegi struktúránál jobban ismert, kitűnő célpontjává szolgál a struktúra-funkcionális szemléletű kutatásnak. A neuronális rendszer komplexitásának szintje következtében azonban ezek a vizsgálatok számítógépes szimulációs módszereket igényelnek.

Korábbi szimulációk azonban (Pellionisz 1970, 1971, 1972) a neuronhálózatnak túlságosan leegyszerűsített struktúra-modelljén alapultak, mivel egyes morfológiai paraméterek akkor még nem voltak ismeretesek. A kisagykéreg struktúrájának legújabb szisztematikus kvantitatív hisztológiai analízise (Palkovits, Magyar és Szentágothai, 1971 a, b, c, 1972) azonban lehetővé tette, hogy kihasználva az MTA CDC 3300 nagyteljesítményű computerének lehetőségét, létrehoztuk a kisagykéreg struktúra szempontjából realisztikus, és minden egyes sejt időbeli működését is szimuláló modelljét.

E szimuláció részletes elemzése helyett most csak a modell főbb vonásait írjuk le, a szimulációs film előzményeit és a bemutatásáról szóló közleményeket ld. Szentágothai és Pellionisz, 1971, Pellionisz és Szentágothai, 1972, a szimuláció részletes leírását pedig az olvasó Pellionisz és Szentágothai, 1973 közleményében és Pellionisz, 1973 értekezésében találja meg.

A szimulációhoz szükséges neuronhálózati modellt az 1. ábra mutatja be. Ez az elemi neuronhálózat a kéreg felülnézetében van ábrázolva, a parallelrostok lefutásának iránya az ábra hosszirányával egyezik meg. A szimuláció szempontjából lényeges elemek: a moharostok végződésai, az u.n. glomerulusok (GL), valamint az ezekhez 4 dendritjuk segítségével kapcsolódó szemcsesejtek (GC). Az ingerület átterjedését a moharostokról a szemcsesejtekre a nagy gátló hatású Golgi sejt (GO) szabályozza, melynek axonja és dendritfája által betöltött területet az ábrán nagy négyzetek jelzik, a négyzet közepében elhelyezkedő sejtesttel (nagy fekete pont). A Purkinje sejtek működésének szimulációja e modellben még nem szerepel, ennek elemzésére egy jelenleg befejezés előtt álló szimulációban kerül sor. (ld. Pellionisz, 1973)

A 2. ábra a neuronhálózat bemenetére (a moharost végződésekre) alkalmazott síkbeli teszt-függvényt mutatja be (A), ahol a fekete pontok ingerelt glomerulusokat jelképeznek. A B és C ábra-rész ezen input függvény hatására az első- és második mintavételi időpontban (2. és 4. ms) megjelenő szemcsesejt- és Golgi sejt ingerületi mintát mutatja be: az apró fekete pontok aktív szemcsesejteket, a nagyobb szimbolumok Golgi sejteket jelképeznek.

Mivel a Golgi sejteknek sajátos, kettős beidegzésük van, egyrészt a moharostok, másrészt a parallelrostok által, a szimulációban különböző jelekkel különböztettük meg az aktív Golgi sejteket, aszerint, hogy melyik input hatására tüzelnek. (B-n csak localis, moharost input hatására tüzelő Golgi sejtek vannak, mivel a parallelrostokon futó ingerület késleltetett, C-n columnaris input és mindkét input együttes hatására tüzelő Golgi sejtek vannak. Ez utóbbiak tömör fekete ponttal vannak ábrázolva.)

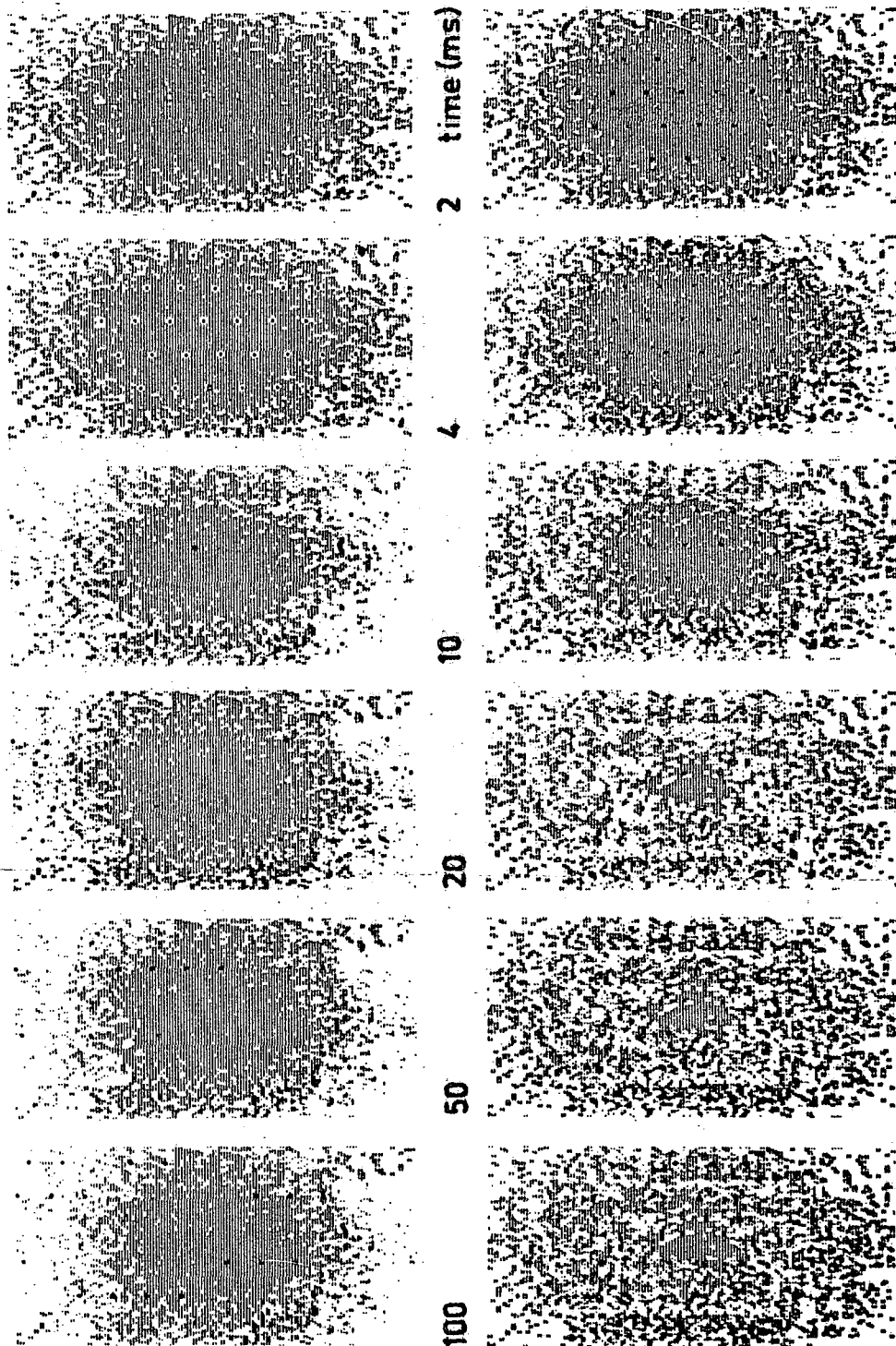
E gátlásfolyamatot a számítógépen 100 ms-os időtartamra időpillanatról-időpillanatra kiszámítva (oly módon, hogy a szimulációban részt vevő mintegy 30.000 sejt mindegyike időben változó küszöbszinttel rendelkezik), a gátlásfolyamat térbeli-időbeli lefolyását szimuláló filmet készíthetünk. A 3-4. ábra négy ilyen számítógép-készítette szimulációs filmből kiragadott filmkockákat mutat be. A négy eset aszerint különbözik, hogy a Golgi sejteken a kétféle input milyen üzemmódban integrálódik: A-n csak a columnaris, parallelrost input, B-n csak a localis moharost input képes a Golgi sejteket ingerelni, C-n a kétféle input logikai megengedő vagy, D-n pedig logikai és függvény szerint integrálódik. A négy különböző eset láthatóan eltérő térbeli-időbeli gátlásfolyamatokat eredményez. Így A-n az ingerületi góc fókuszálásával való kiemelése, B-n a gátlással való kiegyenlítetttsége következik be, C B-hez hasonló hatást mutat, míg D szinte semmi gátlás-effektust nem eredményez.

A szimuláció adatainak off-line feldolgozásaival a különböző üzemmódokat többoldalúan egybevetettük (ld. Pellionisz és Szentágotai, 1973), amelyből az a következtetés vonható le, hogy a Golgi gátlás folyamatában a moharost-input játszik domináns szerepet, s a Golgi sejtek indirekt, parallelrost beidegződése csupán feljavítja ezt az alapvető effektust, mégpedig két tekintetben, egyrészt felgyorsítva a folyamatot, másrészt az effektus hosszú idejű stabilitását biztosítva.

Az adatok különböző megjelenítési formáit mutatja be az 5. ábra, ahol A a Golgi sejtek OR üzemmódban való térbeli-időbeli aktivitási mintáját mutatja (üres körrel vannak ábrázolva a localis, teli körrel a csak columnaris inputra tüzelő sejtek). A rendszerből kiragadott 3 egyedi Golgi sejt időbeli aktivitási mintája látható B-n, az összes sejt mezőpotenciál-szerű aktivitási görbáját mutatja be C (üres körökkel az

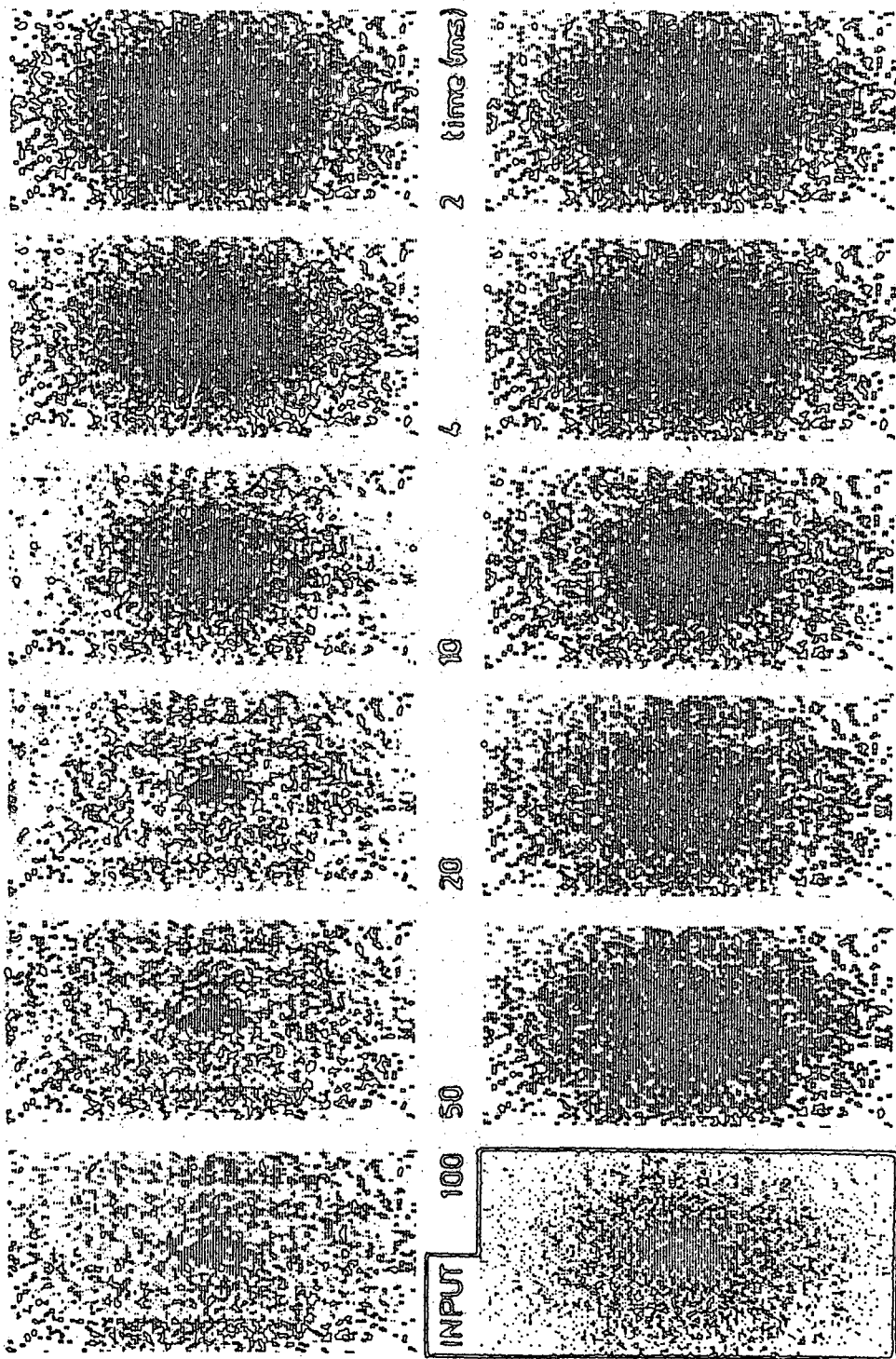
A COLUMNAL MODE

B LOCAL MODE



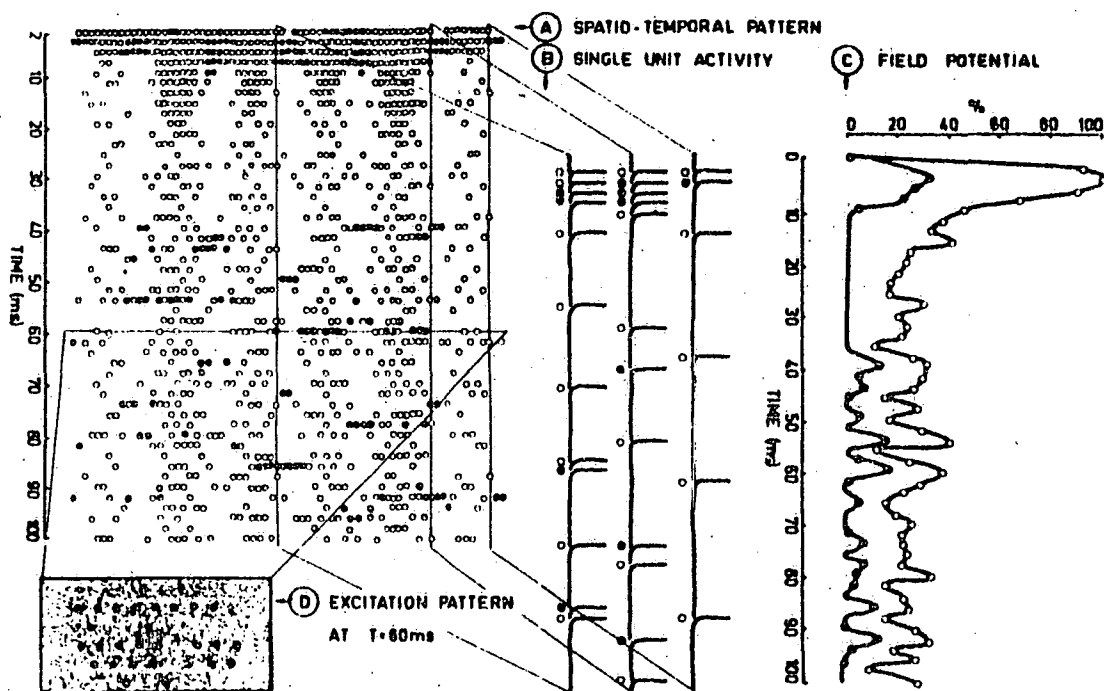
C OR MODE

D AND MODE



4.6bra

összes Golgi sejtre vonatkoztatva, teli körökkel a csak columnaris inputra tüzelő Golgi sejtek aktivitását összegezve). D pedig az egyetlen időpillanatbeli Golgi- és szemcsesejt ingerületi mintát ábrázolja, a szimulációs film egyetlen kockájaként.



5. ábra

Ez az ábra hangsúlyozni igyekszik, hogy a térbeli- időbeli szimuláció összefoglalni képes a morfológiai és elektrofiziológiai részadatokat, s illymódon közös fórumot képezhet a morfológia és elektrofiziológia számára.

József Attila Tudományegyetem Kibernetikai Laboratórium

Az emberi optomotoros reakcióidő, mint magatartási jelenség

Madarász István és Hantos Zoltán

I. P. Pavlov, aki a magatartás objektív fiziológiai módszerekkel történő tanulmányozásának elindítója és az első determinisztikus, konzisztens állati magatartás-modell megalkotója volt, saját módszerét nem egyszer objektív pszichológiának nevezte és tudatosan törekedett annak emberre történő alkalmazhatóságát kimunkálni. Híres madridi előadásában (1903) így fogalmazta meg ennek jelentőségét és távlatait: "Csak az objektív kutatás, lépésről lépésre haladva, tudja majd teljes mértékben elemezni azt a végtelen és határtalan alkalmazkodást, amelyet a Földön való élet jelent. A növény mozgása a fény irányába és az igazság keresése a matematikai elemzés útján nem egy és ugyanazon sorba tartozó jelenségek-e? Vajon nem ők-e az egész világban mutatkozó alkalmazkodások - mondhatnók - végtelen sorának legszélső láncszemei? Az alkalmazkodási jelenségeket legegyszerűbb alakjukban objektív tényekre támaszkodva elemezhetjük. Van-e valamiféle okunk arra, hogy a magabbrendű alkalmazkodások vizsgálatánál eltérjünk ettől a módszertől?"

A korszerű neurokibernetika objektíve Pavlovval szoros belső kapcsolatban lévő álláspontból operál annak ellenére, hogy a nyitott reflexív fogalmának a szabályozóköri fogalmával történő felváltása - felületesen nézve - "érvénytelenítette" a pavlovi álláspontot. Nem célunk most ennek a sajátos vulgarizálásnak beható elemzése, bevezető megjegyzéseinkben csupán arra szeretnénk rámutatni, hogy Pavlov és a neurokibernetikának fő tartalma nem a reflexív-reflexkör erőltetett ellentétében, hanem elsősorban abban van, hogy a neurokibernetika is az állati és emberi magatartás determinisztikus megközelítését tűzi célul maga elé, hogy a magatartás biológiai célszerűségét Pavlovhoz hasonlóan az oksági kapcsolatok bonyolult formájaként értelmezi, hogy a vezérlési funkciók homeosztázis-fenntartó jellegét - Pavlovval egyezően - kiemelt jelentőségűnek tartja.

Azok az elemi funkcionális jegyek, amelyekkel Pavlov dolgozott: az ingerület, a gátlás, az irradáció, koncentráció, indukció és az ezekből szintetizálódó integrált működés; a reflex, már néhány évtizeddel korábban is ismertek voltak, mint a nagyagynál lényegesen egy-

szerűbb struktúrájú gerincvelői tevékenység alapvető tulajdonságai.

Az idegrendszer működésének megismerésében bekövetkezett minőségi ugrást éppen az a "modellezési" koncepció tette lehetővé, melynek során Pavlov ezeket a sherringtoni alapjegyeket egy, a gerincvelőnél sokkal bonyolultabb struktúrára is objektív rész-mechanizmusokként tételizte, majd bizonyította. Az "objektív pszichológia" emberre, az emberi pszichés folyamatokra történő kidolgozása természetesen nem történhetett meg, az idegrendszer élettanáról szerzett ismereteink szintje ezt még ma sem teszi lehetővé. Az azóta kidolgozott újabb magatartás-modellek közül azonban ma is csak azok bizonyultak alkalmasnak további fejlesztésre, amelyek a pavlovi modellezési koncepcióval összhangban vannak és fogalomrendszerük alkalmas az alulról felfelé történő építkezésre, az újonnan feltárt experimentális törvényszerűségek asszimilálására.

A fenti értelemben vett objektív pszichofiziológiai irányú experimentális munka során - különösen ha a feltételezett funkcionális kapcsolatok bonyolultsága miatt matematikai modellek segítségével rendezzük gondolatainkat - arra is lehetőség nyílik, hogy információelméleti és kibernetikai fogalmak és összefüggések felhasználásával az emberi magatartás magasabb mozgásformáján belül újabb fizio-pszichológiai részmechanizmusokat tételizzünk fel és ismerjük meg. Az így feltáruló új részmechanizmusok gyakran olyanok, amelyek törvényszerűségei már nem, vagy nehezen írhatók le egyszerű kauzális sorokkal, lényegében statisztikai és legtöbbször nemlineáris "belső logikával" rendelkeznek. E részmechanizmusok - ugyanakkor, amikor még magukon viselik az ingerületből és gátlásból, mint fiziológiai alapkategóriákból való származásuk jegyeit - fogalomhierarchiájuk szerint a feltételes reflexnél vagy a láncreflexnél magasabbrendűek, fizio-pszichológiai síkon "magasabban" integráltak.

Az a kísérletes munka, amelynek első eredményeiről most beszámolunk, a fentebb vázlatosan kifejtett megközelítési mód egy konkrét problémára történő alkalmazásának gyümölcse. Korábban - Hunya Péterrel - kimutattuk, hogy bizonyos pszichofiziológiai jelenségek, mint a fiziológiás célzási tremor, a statikus tremor, a tévesztési idő, a reakcióidő, stb. human kísérletben regisztrált paramétereit szabályozásméleti vetületeikben felfogva lehetséges olyan fáradás-dinamikai jellemzőket deriválni, amelyek alapján egy funkcionális human-tipológiai osztályozás elvileg lehetségessé válik. E fáradás-dinamikai jellemzők meghatározására szolgáló komplex tesztben az opto-motoros reakcióidőnek csak várható értékét és szórását vettük figyelembe, mint egy sokdimenziós szabályozási tér egyik alterének koordinátáit. Jelen előadásunkban az opto-motoros reakcióidő pszichofiziológiai mechanizmusának elemzésére irányuló tapasztalatainkról kívánunk beszámolni.

Már a reakcióidővel foglalkozó első vizsgálok felvetették azt a gondolatot, hogy e létszólag egyszerű jelenség mögött komplex, bonyolult szenzoros, asszociatív és pszichomotoros tevékenység van, de a kísérletes lélektanban eluralkodó statisztikai szemlélet a reakcióidőt csakhamar egy egyszerű, az idegpályákba iktatott késleltető tag szerepére degradálta. Az e felfogással kongruens, széles körben elterjedt vizsgálati módszer, amely a kísérleti személy spontán figyelemingadozásait is ez által a mérések szórását minimalizálni igyekezett, valóban sikeres eszköznek bizonyult és ezért nem is találhatjuk meglepőnek, hogy a csaknem száz éve tanulmányozott, de egy egyszerű feltételes reflexnek tekintett jelenség hosszú ideig rezisztensnek mutatkozott a mélyrehatóbb elemzéssel szemben.

A reakcióidő mechanizmusával kapcsolatos vizsgálataink során el akartuk kerülni, hogy a kísérleti személy csak primitív, automatikus cselekvés-törvédeket hajthasson végre. Ezért a 60-120 fényingerből álló stimulus-sorozat előtt csak egyetlen "felkészülni" vezényszót alkalmaztunk, ez által a személyeket a reális munka-környezethez sokkal hasonlóbb önálló figyelmi tevékenységet igénylő és magatartási jegek megnyilvánulására alkalmas szituációba hoztuk.

Módszerek és kísérleti anyag

A kísérletek alanyául egy kb. 25 önkéntes jelentkezőből kialakított csoport tagjai szolgáltak, akik lényegében egy munkahelyi közösség tagjai voltak és jó kísérleti teljesítmények elérésére főleg az egymásközi versengés szelleme motiválta őket. A csoport minden tagja legalább 3 alkalommal vett részt a kísérletekben. A vizsgálatok mintegy két héten át tartottak.

A k.sz. cselekvését közvetlenül kiváltó stimulusok mesopiás háttérmegvilágításból kiemelkedő vörös v. sárga színű lámpa-felvilágítások voltak. A k.sz. válasza egy Morse kulcs lenyomása volt, a stimulus a válasz pillanatában megszűnt. A soronkövetkező fényinger ettől számítva 400-4000 ms intervallumban jelenhetett meg az automatikus vezérlőegység közreműködésére révén. A vezérlőegység egy lyukszalagos input-output perifériákkal rendelkező, céljainknak megfelelően átalakított sokcsatornás analízátor (NTA 512) volt, amely az átalakítás következtében alkalmassá vált tárolt program alapján történő működésre. Így a kívánt interstimulus-intervallumokat (ISI) a kísérletvezető előre kidolgozott programok (tesztek) alakjában tárolhatta. Az egyes programok ISI-strukturájuk alapján 3 fő típus valamelyikébe voltak sorolhatók. Ezek a.) "ritmikus fix" vagy "pseudo random", b.) "szélessávu random", c.) "fix patternnek random közegben" közelítő elnevezéssel jellemezhetők. Az egyes kísérletek számára egy kb. 12 programból álló "programkönyvtárból" mindig a legmegfelelőbbnek tartott ISI-strukturájú ingersorozatot választottunk ki. A programkönyvtárat a laboratórium számítógépén

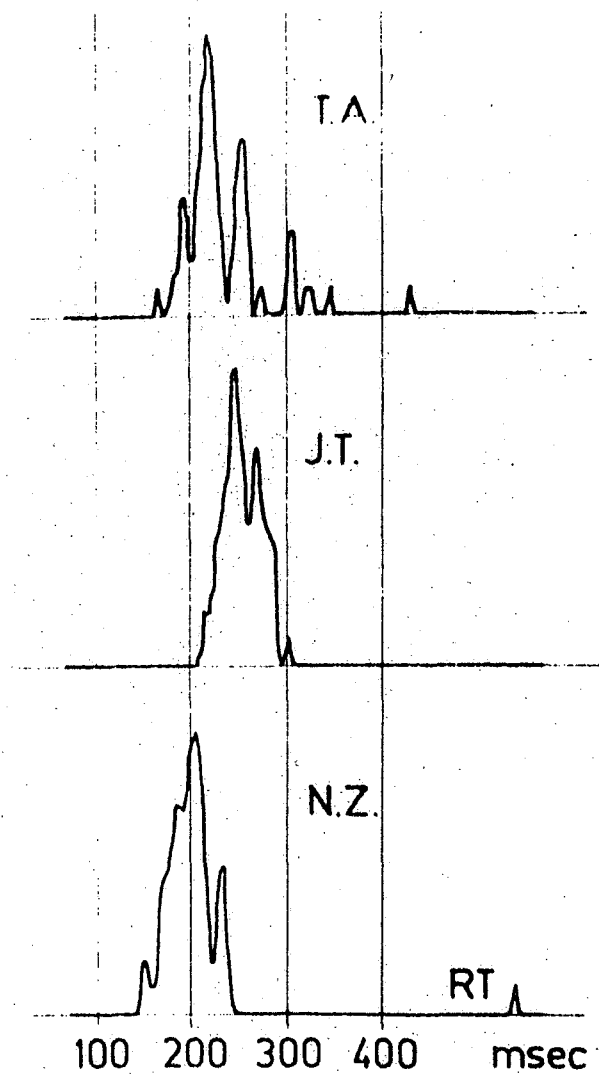
(Minszk-22) állítottuk elő az NTA 512 input követelményei szerint kódolt lyukszalagok formájában. E munkáért ezúton fejezzük ki köszönetünket Fülöp József programozónak. A reakcióidő (RI) értékeket ms pontossággal az analízátor segítségével mértük és a kísérlet befejeztéig ennek tárolójában tároltuk, ahonnan az eredményeket 8 csatornás lyukszalagon írtuk ki. A k.sz.-ek válaszait elsősorban az ISI-strukturától való függés szempontjából analizáltuk.

Az eredmények elemzése

1.0 Az elemzés fő szempontja - amint erre már utaltunk - a válaszstruktúra stimulusfüggésének vizsgálata volt. Ezen belül elsősorban az egyének csoportba-sorolhatóságának kérdésére kerestünk feleletet. Kézenfekvőnek tűnt, hogy e célra először a reakcióidők átlagértékét, legnagyobb gyakoriságát és szórását is mutató, ugyanakkor eloszlásuk jellegét is szemléletesen feltáró empirikus sűrűségfüggvényeket (hisztogramokat) készítsük el a 64 vagy 128 mért érték alapján az analízátor segítségével, az összes kísérletekre vonatkozóan. (Az 1. és 2. ábrán néhány jellegzetes hisztogram látható.) A hisztogramok átvizsgálása során ezek morfológiai változatossága első tekintetre az egyének csoportba-sorolhatóságának szempontjából kedvező jelnek látszott. Csakhamar kitudt azonban, hogy a probléma ennél jóval bonyolultabb.

1.1. Voltak olyan ISI-strukturák (tesztek), amelyek aránylag jól különbséget tettek az individuiumok között (1. ábra), e tesztekre kapott válaszstruktúrákban a k.sz. sajátos, egyedi pszichofiziológiai reakciókészségére utaló jellegzetességek domináltak. Ilyen hatásuaknak mutatkoztak mindenekelőtt a szélessávu random típusu tesztek. Ugyanakkor az is megfigyelhető volt, hogy olyan k.sz.-ek, akik több tesztben is aránylag "formatartó" hisztogramokat produkáltak, bizonyos típusu tesztek alkalmazása esetén ezt a formatartásukat elvesztik, sőt ugyanazon teszt két variánsára egymástól jellegükben élesen elütő RI-eloszlásokat hoznak létre. (2. ábra). Ez a megfigyelés világossá tette, hogy egyetlen ISI-struktúra válaszstruktúrájának felvétele nem elegendő a csoportba-soroláshoz. A csoportba sorolhatóság problémája ezek után úgy volt fogalmazható, hogy mindenekelőtt az a.), b.), c.) típusu tesztek alkalmazásából kell kiválasztani - minden k.sz.-nél az összes teszt kipróbálása után - a leginformatívabb, tipológiai szempontból legjobban differenciálható tesztet, vagy tesztek.

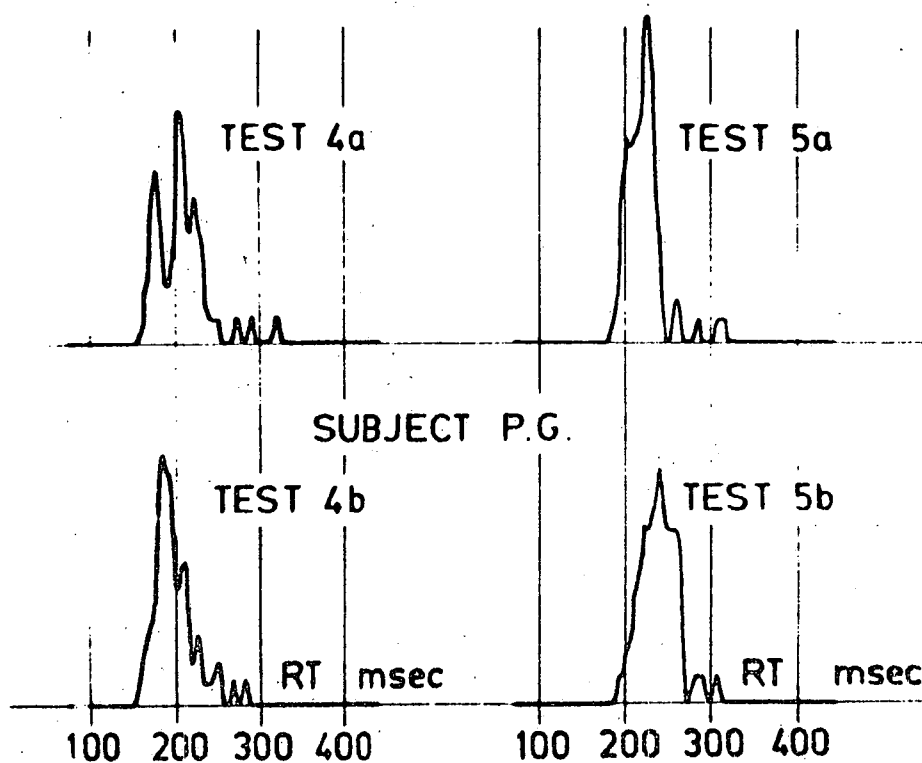
1.2. Adatainkból egy további következtetést is le kellett vonnunk: nem csupán az ISI-eloszlás makrostrukturája, hanem ezen belül a kisebb, finomabb intervallum patternnek is jelentőseknek bizonyulhatnak a válaszok jellegének determinálásában. A 2. ábrán a 4a, 4b illetve 5a, 5b jelzésű tesztek "a" és "b" variánsai azonos paraméterekre beállított random-generátor két egymást követően előállított ISI-strukturái alapján készültek, tehát statisztikai jellemzőik szempontjából azonosaknak tekintendők. A regisztrált válaszok strukturájának nyilván-



1. ábra

való különbsége azonban arra utal, hogy a kísérleteinkben megfigyelt RI-k eloszlása nem kizárólag az ingerforrás statisztikai paramétereitől, hanem bizonyos ISI-patterneknek az idegrendszerre gyakorolt specifikus hatásaitól is nagymértékben függ.

1.3. A RI-hisztogramok többsége jól definiálható gyakorisági maximumot mutatott a 190-240 ms tartományban. Ezek elhelyezkedése azonban nem volt a k.sz.-re jellemző: ugyanaz a személy gyakorlatilag



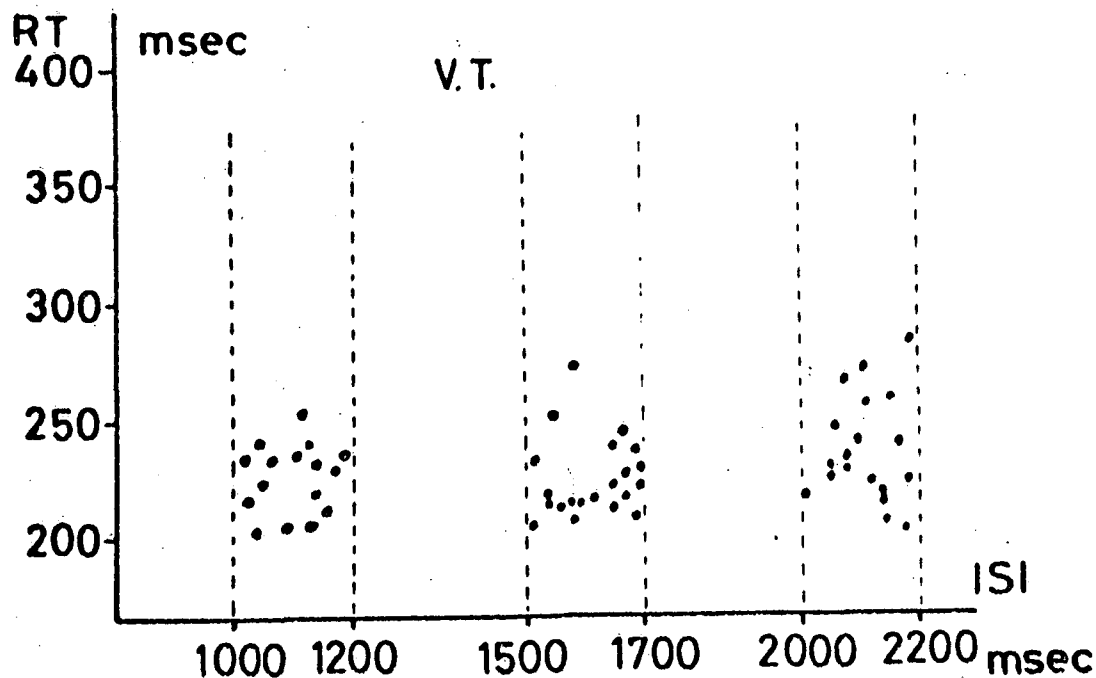
2. ábra

egyidejű mintavételek esetében is ezen tartományon belül bárhol produkálhatott egy vagy több "csucs"-ot. Erre való tekintettel nem is próbálkoztunk olyan - primitívebb vizsgálati technika esetén még megengedhető - csoportosítással, mint pl. "korai", "megkészt", stb. RI-típusok. Hiszen pl. P.G. (2. ábra) a 4a teszt alapján az anticipatorikus RI-típusba, de az 5b teszt szerint már inkább az enyhén megkészt csoportba lenne sorolható. Más szavakkal kifejezve: sem az egyén állandóbb típusjegyeinek, sem aktuális pszichofiziológiai állapotának megközelítően is pontos tükrözésére nem látszottak alkalmasnak az RI empirikus sűrűségfüggvényével jellemezhető tulajdonságok, legkevésbé az eloszlások várható értékei, vagy legnagyobb gyakoriságú helyei.

2.0. Mindezekből a megfigyelésekből megállapítható volt, hogy a human reakcióidőnek, mint válasz-jellegű megnyilvánulásnak az empirikus sűrűségfüggvényekben kivételös eloszlása valamilyen (közelebbről még nem meghatározott) értelemben a z i n g e r s o r o z a t

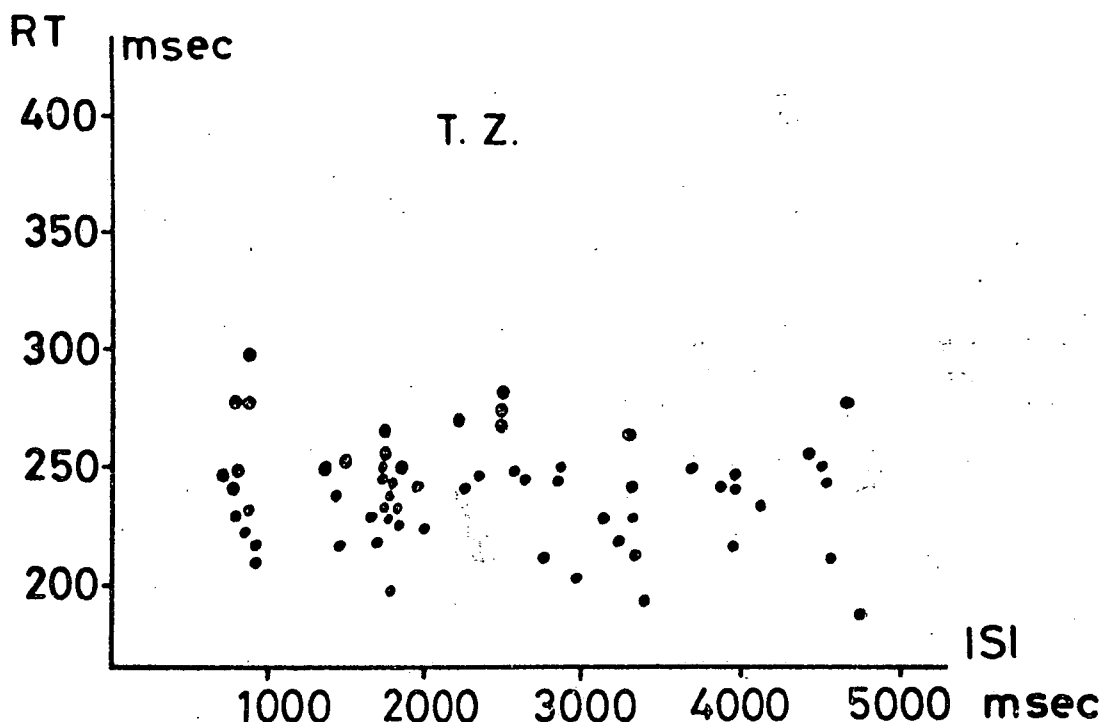
k o n t e x t u s á n a k függvénye. Ezért, az elemzés továbbfolytatása előtt a szempontok bizonyos újrafogalmazása látszott célszerűnek. Első közelítésben el kellett vetnünk a válaszstruktúra és az ingerforrás statisztikai jellegű összefüggésének hipotézisét és a továbbiakban az inger-válasz "klasszikus", kauzális típusú kapcsolatainak keresésére kellett koncentrálnunk.

2.1. Újrafogalmazott elemzési szempontjaink közül elsőként a reakcióidőknak a megelőző ISI-től való függését kíséreltük meg felderíteni. Sem a ritmikus pseudorandom, sem a szélessávú random típusú tesztek-nél nem találtunk figyelemreméltó korrelációt (3., 4. ábra) - az egészen rövid (200-500 ms) megelőző intervallumokat kivéve. Ezen utóbbi - bizonyos értelemben triviálisnak mondható - korreláció azonban mégis hasznosnak bizonyult, mert ráirányította figyelmünket a kontextusfüggés eddig kellően figyelembe nem vett új oldalára.



3. ábra

Az a tény ugyanis, hogy egy fényingert 200-500 ms-on belül közelítő második stimulushoz - ha nem túl nagy valószínűséggel is, de tendencia-szerűen - az átlagnál hosszabb RT-k tartoznak - arra utalt, hogy a vizsgált rendszer válaszainak elemzésénél két alapvető tényező egyidejű hatását kell minden esetben tekintetbe vennünk. Ezek: 1.) a rendszer



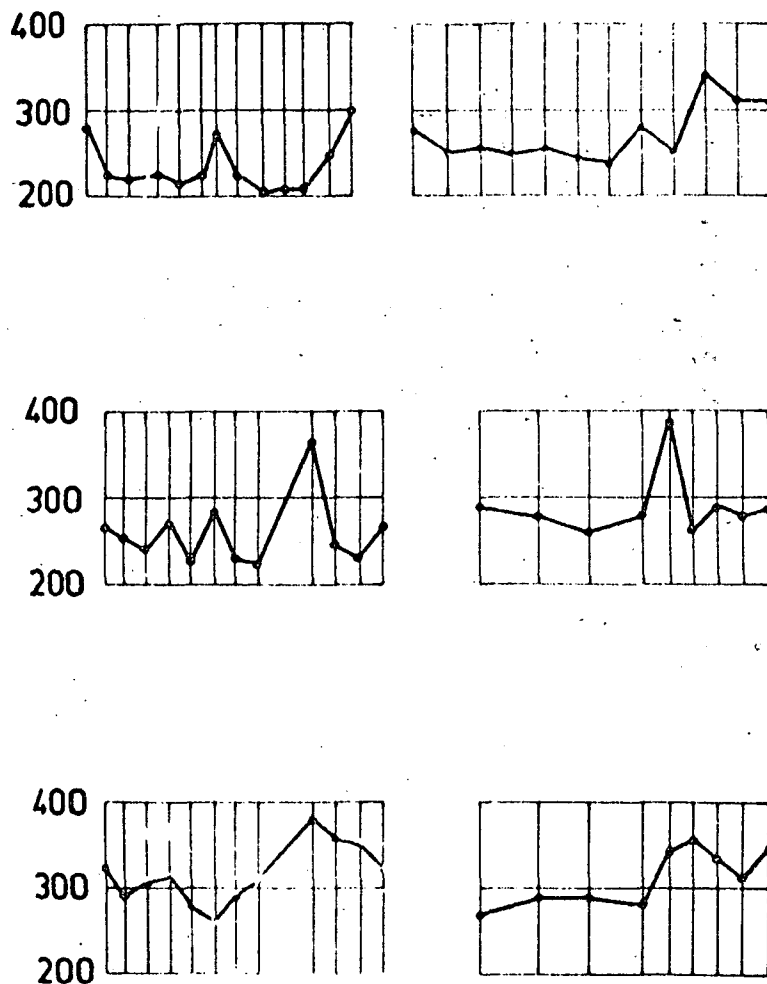
4. ábra

által asszimilált kívülről ható információk sora és 2.) a rendszer azon belső állapotainak sora, amelyek az ingerekre adott válaszai pillanatában fennállnak.

3.0. E megfontolásból nagy valószínűséggel előrelátható volt, hogy a továbbiakban nem egy szinguláris fényinger (és nem is egyetlen ISI), hanem "stimulus-pattern"-ek, "válasz"-ként pedig nem egyetlen, feltételes reflex-szerű mozdulat, hanem - esetleg számos, egymástkövető cselekvéstöredékből magasabbrendű fiziológiai egységbe integrált - "válasz-pattern"-ek fogalmaiban kell gondolkoznunk.

Kísérleti adataink elemzésére ezek után egyetlen járható út maradt: a RI-értékek egymásutánjait mint időben lezajló történés-láncokat kellett szemügyre vennünk. Ezen vizsgálatok során különös figyelmet fordítottunk a "stimulus-pattern" "válasz-pattern" megfeleltethetőség anyagunkban felfedezhető eseteire.

3.1. Az 5. ábra RI-mintái első megtekintésre is meglehetősen nagy formai változatosságot árulnak el. Nem állítható ugyanakkor, hogy válasz-minta jellegük azonnal felismerhető lenne. Közös vonásuk azonban, hogy a megelőző ISI-k.átlagától jelentősen különböző interval-



5. ábra

lumok a RI-k meghosszabbodását váltják ki. Ez a megfigyelés két következtetésre ad lehetőséget: 1.) a k.sz. szempontjából nemcsak a lámpafelvillanások, hanem az ingerek közti idő-intervallumok is információhordozóknak tekintendők, 2.) a k.sz. az észlelt ISI-k egész megelőző sorából valamilyen, a sorozat eloszlására jellemző értéket tárol és erre az értékre (időtartamra) feltételes időreflexe alakult ki.

3.2. Az ábrán bemutatott RI-sorok ugyanakkor jól mutatják, hogy a reakcióidő kialakulásában résztvevő központi idegrendszeri mechanizmusok egy része "értéktartó" tulajdonságu, s hogy egyensúlyi

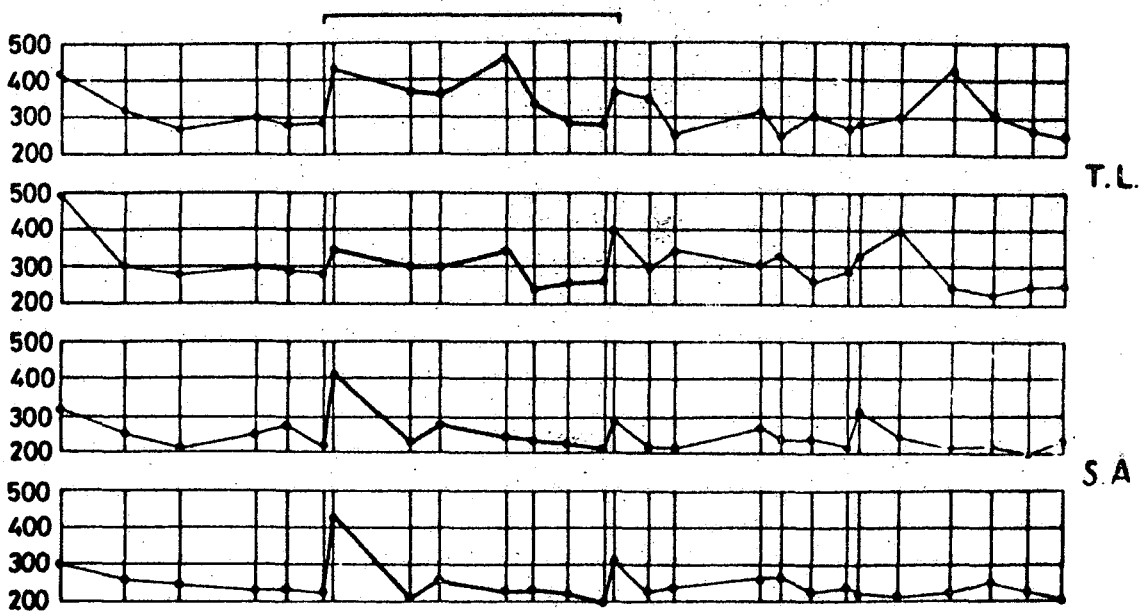
helyzetéből történő kibillentése után oda visszatérni törekszik, vagy új egyensúlyi állapotot vesz fel. Legszembetűnőbb ez az ún. "visszaszabályozás" jelenségében, amikor a jelentősen meghosszabbodott RI érték - többnyire már a következő lépésben - ismét a megelőző teljesítmény átlagán belül van. A visszaszabályozás hatékonysága, időállandója, csillapodó, vagy asperiodikus jellege, stb. alapján a RI-sorokat már bizonyos funkcionális jellegű osztályokba lehet besorolni.

4.0. Amint erre a 2.1. pontban már rámutattunk, a RI keletkezési mechanizmusának elemzése során állandóan szem előtt kell tartanunk azt a kérdést, hogy egy éppen beérkező inger a rendszert milyen belső állapotban találja. Az igen rövid intervallumoknál észlelhető RI-növekedést, valamint az ISI-eloszlás hirtelen módosulására (hosszabbra rövidebb intervallum) bekövetkező ún. "meglepetés-pattern"-t aránylag könnyen megmagyarázhatjuk egy pszichorefrakter állapotnak az elemi neurofiziológiai analógiák alapján kínálkozó feltevésével. Hogy azonban a rövid intervallumok után hirtelen megjelenő hosszú ISI-k meglepetés pattern-jére is magyarázatot találhassunk a "pszichorefrakter" állapot természetének mélyebb megértésére van szükség. A refrakter állapotnak a neuronális membrán élettanában a depolarizáció-repolarizáció fogalmi síkján adott értelmezése itt nyilvánvalóan hamis lenne. Kísérleti anyagunk elemzése során e jelenség magyarázatára azt a hipotézist állítottuk fel, hogy a k.sz. cselekvését közvetlenül kiváltó fényinger csak utolsó láncszeme egy központi idegrendszeri történés-sornak, amelyre az jellemző, hogy a megelőző ISI-k információtartalmának asszimilálása eredményeképp - már az időreflex mechanizmusához hasonlóan - várható fényfelvillanás előtt megkezdődik a motoros válasz lezajlását facilitáló specifikus izgalmi góc kialakulása a sensomotoriumban. A sensomotorium úgy - az izgalmi és gátlási zónák optimális eloszlása révén - mintegy előfeszített állapotba kerül az időre, amikor a tulajdonképpen stimulus megjelenik. Ha az inger az ISI-eloszlás várható értékénél hamarabb, vagy később érkezik, a motorium még, vagy már nincs optimális állapotban. Ennek oka valószínűleg mindkét esetben az, hogy a valódi feltételes ingert a belső "indító-jel" plusz az érzékszervi inger komplexuma jelenti. Ha a komplex inger bármelyik tagja elmarad, nonspecifikus izgalmi állapot tájékozódási reflex váltódik ki. Ez az állapot természetesen nem kedvező a specifikus feladat szempontjából, ezért a motoros reakciók megkésnek.

5.0. Ha egy k.sz. RI-görbét nem csak a válasz-pattern-ek keresése érdekében, hanem teljes lefutásában vizsgáljuk, számos további a RI-jelenség szempontjából értékesíthető megfigyelést tehetünk. Megállapítható, hogy nemcsak a hisztogram, hanem a teljes idősor is - megfelelő teszt és k.sz. találkozása esetén - jellemző, egyedi morfológiájú. T.L. és S.A. görbéinek (6. ábra) intraindividuális hasonlóságuk főleg a meglepetés-patternekre korlátozódik. Kísérleti anyagunk összes görbéi (kb. 70) személyi hovatartozás szempontjából

Igen jó találati valószínűséggel csoportosíthatónak bizonyultak. Nehézségek elsősorban a különböző egyedekhez tartozó, de azonos típusbeli- nek tűnő görbéknél adódtak.

5.1. Korábban már kifejtettük, hogy a RI-adatok abszolút nagysága alapján (átlagok) történő típusképzést megalapozatlannak és primitívnek tartjuk. Ez azonban nem jelenti azt, hogy a RI abszolút értékének ne tulajdonítottunk volna jelentőséget. A 6. ábrán feltüntetett két T.L. jelzésű görbe pl. jellemezhető úgy, hogy ez a k.sz. a gyorsan változó környezeti feltételekhez csak vontatottan, bizonyos merevséggel alkalmazkodott, váratlanul jelentkező plusz-teljesítmény igény (l. első meglepetés-pattern) esetén teljesítményszintje nem javult, hanem romlott. Megállapítható, hogy görbéje durvahullámu, rövid csúcsprodukcióért tartósan átlagánál rosszabb teljesítménnyel kell fizetnie. Ezzel szemben S.A.-t a gyorsabb adaptáció, lényegesen jobb határfoku "visszaszabályozás" továbbá teljesítményének folyamatos javítására vonatkozó képesség jellemezhetnék.

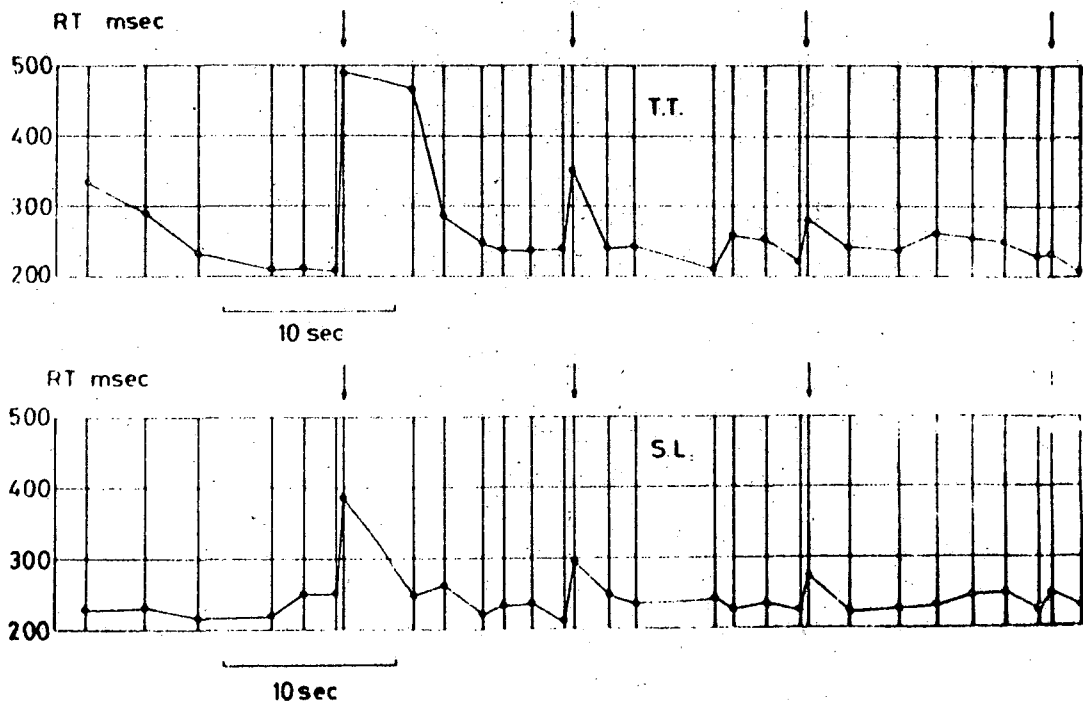


6. ábra

5.2. Felfogásunk szerint a RI abszolút értékében tehát energiafelhasználással elért aktív idegrendszeri teljesítmény jut kifejeződésre. A 4.0. pontban vázolt lehetséges mechanizmus fogalmaiban ez azt jelentené, hogy elsősorban a nonspecifikus, tájékozódó jellegű figyelem állapotából a specifikus, célirányuló figyelem állapotába történő

átmenetet tekintjük energiaigényesnek s másodlagosan a motoros aktus végrehajtása során, az izmok előfeszített állapotából a mozgásba és ebből a nyugalomba történő átmenetet. Ez a felfogás egybevág azzal az introspekció révén elérhető belátással, hogy a figyelem akaratlagos, megfeszített célirányítása szubjektív fáradtságélménnyel jár s hogy ilyen esetekben néha akaratlan figyelemlazulás és ezzel együtt járó pihenség-érzés jelenik meg.

5.3. A teljes RI-idősorok elemzése során vetődik fel a visszaszabályozás jelenségének problémája is. Valószínűnek tűnik, hogy a visszaszabályozásra képessé tevő mechanizmus - a szenzóriumban létrejött hibajelzés-képzés során kialakuló büntető vagy jutalmazó jellegű megerősítés hatására - a k.sz. motiváltságának fokozódása, amely a specifikus, célirányított facilitáló hatás segítségével plusszenergia felhasználását teszi lehetővé. Ezzel összhangban állónak látszik az a megfigyelésünk, hogy erőteljes, egy lépésben történő visszaszabályozás - esetleg túlszabályozás - után következő RI-k az esetek nagy többségében az átlagnál rosszabbak szoktak lenni. (6., 7. ábra)



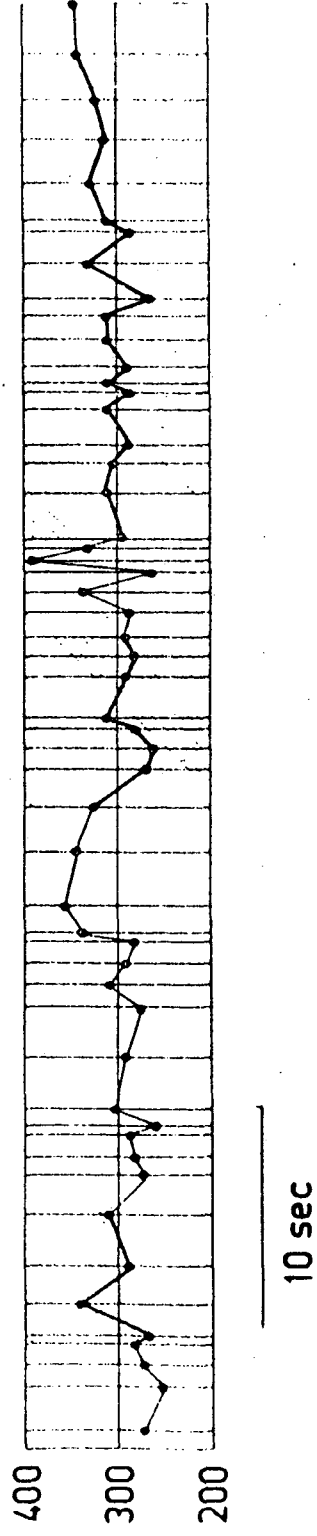
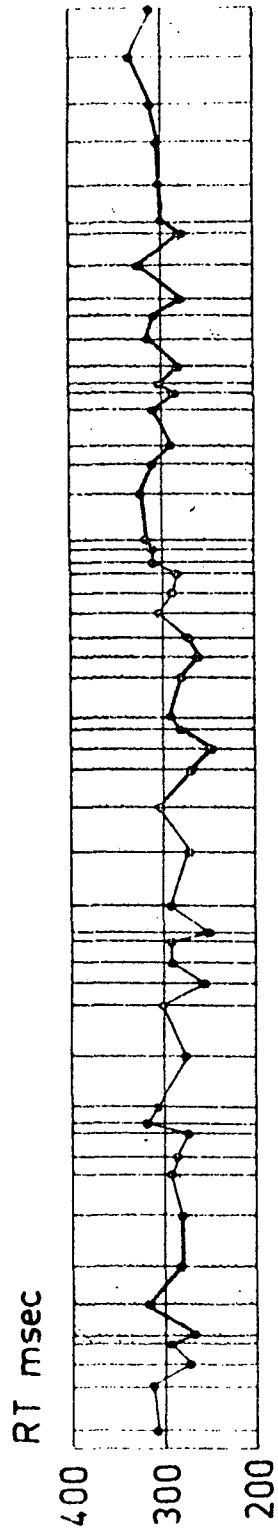
7. ábra

5.4. A RI görbék számos esetben - különösen a c.) típusú ISI struktúrák alkalmazása esetén - jól tanulmányozható példáit nyújtják a magasabbrendű, az ingerstruktúra bonyolultabb tartalmi viszonyaihoz is sikerrel alkalmazkodó magatartásnak. (7. ábra)

Itt köznapri értelemben vett, emberre jellemző tanulásról beszélhetünk, amikor bizonyos fix stimulus-minták újbóli megismétlődését előrelátó valódi tanulási folyamat zajlik le szemünk előtt.

Anyagunkból azonban az is kiderül, hogy még ilyen esetekben is megfigyelhető a tanulási folyamat dinamikájának egyéni, sajátosan determináltnak tűnő sajátossága. (T.T. és S.L. görbéi, 7. ábra) Még erőteljesebben jutott kifejezésre a RI-magatartásnak az egyén alapvető idegrendszeri tipológiai adottságaitól való függése egy, a 8. ábrán bemutatott kísérletben, ahol a k.sz. néhány perces szünet után másodizben is ugyanazt az ISI-strukturájú tesztet kapta, de az elsőhöz viszonyítva kétszeres sebességgel. Az elsőől lényegesen különböznek tartható, ugyanakkor lényegében azonos második (és nehezebb) feladatot a k.sz. rendkívül jó homeosztatiszusz szabályozás segítségével, a teszt második felében az első kísérlettel szinte minden pontban egyező eredménnyel oldotta meg.

Kísérleti adataink elemzése során megkíséreltük kimutatni, hogy a korábban egyszerű passzív késleltető tagnak tartott optomotoros reakcióidő létrehozásában, különösképpen pedig a sorozattingerekre kialakuló RI-idősorban nagyszámu, aktiv idegrendszeri alkalmazkodási teljesítményeket realizáló fizio-pszichológiai mechanizmus szerepét kell feltételeznünk. Ennek alapján úgy véljük, hogy a mienkéhez hasonló kísérleti szituációkban a k.sz.-ek jellemző, egyedi, az összmagatartás tipológiaiilag determinált részeként manifesztálódó reakcióidő-magatartást tanúsítanak. E magatartási részjelenség mechanizmusának további kísérletes tanulmányozása a létrehozásáért felelős központi idegrendszeri jelenségek jobb megismerése érdekében kívánatosnak látszik.



ε. ábra

JATE Kibernetikai Laboratórium

Egy cognitiv ember-gép rendszer felépítésének lehetőségei
az emberi reakcióidő-magatartás modelljének alapján

Hantos Zoltán, Madarász István, Dombi József és Kovács Anna

A megelőző előadásban vázoltuk a reakcióidő-görbéknek, mint valamilyen magatartási jelenség termékeinek általunk javasolt elemzési elveit, szempontjait. Ezekről összefoglalóan még annyit, hogy a megközelítést igyekeztünk a jelenség természetének megfelelően végrehajtani, azaz a jelenséget időbeliségében vizsgálni. Ez egyrészt rövid szekvenciák, individuális "patternek" keresését és analizálását, másrészt a válaszok karakterének hosszutávú, a teszt egészére kiterjedő vizsgálatát jelenti.

A reakcióidők sorozataiból tehát kiemelkednek rövidebb-hosszabb szakaszok, amelyeket válasz-patterneknek nevezünk és amelyek magyarázatára kielégítőnek tűnő hipotézisekkel rendelkezünk. Találunk továbbá olyan szakaszokat (esetleg szinguláris értékeket), melyek megítélésében már jóval nagyobb a bizonytalanság, mivel ezeket hipotetikus mechanizmusaink többféle, egymásnak esetleg ellentmondó kollaborációi is eredményezhetik. A megmaradt részek pedig olyanok, hogy a puszta szemmel történő vizsgálódás alapján inkább sztochasztikus jelenségnek, azaz a figyelmen kívül hagyott - vagy éppenséggel nem is sejtett - mechanizmusok hatásának eredőjeként létrejött "zajnak" tekinthetők.

Kétféle igény körvonalazódik: az egyik az elemzés további finomítása, az elemzés alapjául szolgáló gondolati modell tökéletesebbé és elkerülhetetlen realizálása útján, a másik pedig olyan teszt-struktúrák alkalmazása, melyek a válaszokban nagyobb informatív, azaz a RI-magatartásra jobban jellemző szakaszokat indukálnak. A probléma itt tehát a helyes ingerlés megtalálása, amely analóg a technikai rendszerek analizisében megfogalmazódó alapproblémával: a rendszer megismerésére, identifikációjára legalkalmasabb gerjesztő függvény megtalálásával.

A "hatásos" stimulus-struktúra azonban egyénenként eltérőnek bizonyult. Viszonylag informatív jellegűnek tartott tesztek alkalmazásánál is gyakran előfordult, hogy egyes vizsgált személyek döbbenetesen nem-informatív, jellegtelen válaszokat produkáltak, míg ugyan-

azon személyek egy másik tesztstruktúrára adott válaszaiból az előzőeknél hiába keresett magatartási jegyeiket készséggel felmutatták.

Az "univerzálisan" alkalmazható teszt így több teszt egymásután történő alkalmazásával kétségtől létrehozható lenne. Ez azonban a vizsgálati idő irreális megnyúlását, s ezáltal a kísérleti személyek kényszerűségből állandónak, változatlanul feltételezett állapotának megváltozását vonná maga után.

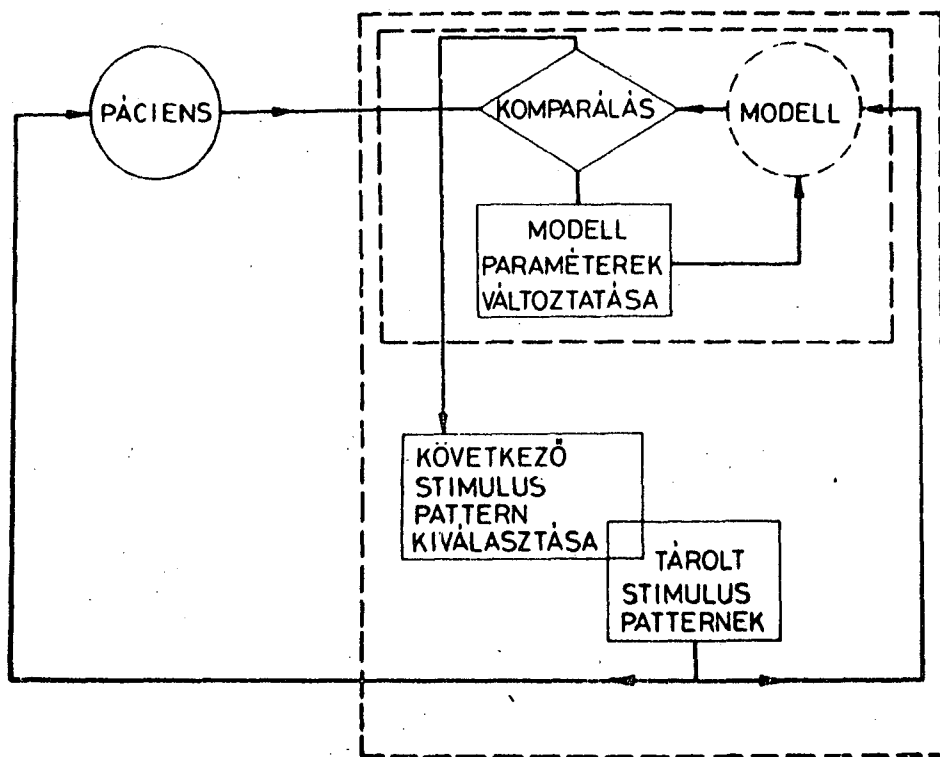
A tesztek rövidítése a jellegtelen válaszokat kiváltó részek kihagyásával természetesen megoldható. Ez azonban megköveteli a válaszok gyors, szinte szimultán analizisét, amely humán diagnosztika számára lehetetlen.

A következőkben megkíséreljük felvázolni egy olyan ember-gép kapcsolat elvét, amely az előzőekben említett problémákra megoldást eredményezhet. Ezen ember-gép rendszert először is az jellemzi, hogy szervesen beilleszkedik az általános értelemben vett megismerő rendszerek evolúciós sorozatába, amelynek első tagja a vizsgált objektumból és a megismerő szubjektumból áll, tartalmazva továbbá a szubjektumban a megismerendő objektum valamilyen tökéletességű modelljét is. A következő lépcsőben a vizsgáló és a vizsgált közé segédeszközként gép illeszkedik, akár egyszerűen a vizsgáló képességeinek avagy a vizsgált objektum megnyilvánulásainak felnagyítójaként, akár általánosabban a két fél közötti kommunikáció megjavítójaként. Egy későbbi fejlettségi fázisra már az lesz a jellemző, hogy a gép a vizsgáló, megismerő személy bonyolultabb, tehát nem csupán az érzékelés szintjén realizálódó tevékenységét segíti, azaz - tartalmazva a megismerő szubjektum vizsgálati, értékelési szempontjait, és természetesen a vizsgált objektum modelljét is - már nem tekinthető a szubjektum egyszerű kiegészítőjének, hanem inkább ideiglenes helyettesítőjének. A szubjektum a megismerés jelentős fázisaiban leválik a rendszerről, és a "kognitív képességekkel" felruházott gép relatív és ideiglenes önállóságot nyer.

Az a rendszer, melynek igényét a fentiekben körvonalaztuk, a harmadik fázisnak felel meg; egyik specialitása az, hogy a megismerendő objektum helyébe ember, helyesebben az ember reakcióidő-magatartásában résztvevő mechanizmusai kerülnek. További specialitása, hogy a vizsgált személy és a számítógép között igen szűk információs csatorna funkcionál: a számítógép határozza meg a fényingerek felvilágításainak kezdetét és fogadja a vizsgált személy reakcióit, méri és tárolja a reakciókig eltelt időket.

A rendszer (1. ábra) elvi működése a következő: az első stimulus-sorozat (kb. 10-20 stimulusból álló pattern) tapogatózó jellegű, a rá adott válasz értékeléséből a számítógépben realizált, az emberi reakcióidőt meghatározó mechanizmusokat reprezentáló modell alapvető paramétereinek közelítő megadását végezzük el. A következő stimulus-patternre adott válasz-patternnek felvétele után elő kell állítani a mo-

dell ugyanazon stimulus-patternre adott válasz-sorozatait, a modell-paraméterek összes reális konstellációja esetén. A nagyszámu modell által generált válasz-patternek közül ezután ki kell választani azokat, amelyek a vizsgált személy által adott patternhez - valamilyen hasonlósági kritérium szerint - a legközelebb állnak.



1. ábra

A későbbiekben ismertetésre kerülő modellel végzett előzetes kísérleteink során azonban kiderült, hogy az egyelőre intuitív jellegű hasonlósági kritériumot kielégítő válaszokhoz tartozó paraméter-együttesek között meglehetősen nagy eltérések állnak fenn. Bizonyos paraméterek ugyan stabilak, azaz az összes megfelelő modell-verzióban azonos értékkel kell rendelkezniök, de más paraméterek gyökeresen eltérő konstellációi ugyanolyan jellegű patterneket eredményeznek. A modell ilyen értelemben vett "többértékűsége" a kognitív rendszer egészének szempontjából diagnosztikus bizonytalanságot jelent.

A következő stimulus-pattern kiválasztásának a szempontja tehát szükségszerűen az, hogy az arra adott válasz várhatóan a legnagyobb bizonytalanságú paraméter-értékek tisztázását eredményezze. Másszóval olyan stimulus-patternrt kell alkalmazni, amelyre adott vá-

lasz jellegét épp a legbizonytalanabb értékű paraméterek határozzák meg.

Az előzőeknek megfelelően a számítógépben tárolt stimulus-patternek készlete a rájuk leginkább érzékeny paraméter vagy paraméterek szempontjából rendeződik és kiválasztásuk az előző válaszok függvényében, azok elemzése alapján történik.

Az ingersorozatok egymásutáni alkalmazásával remélhető, hogy a bizonytalan értékű modell paraméterek száma és így a megvizsgálandó modellverziók száma is csökken. Ez természetesen nem jelenti azt, hogy a hasonlósági kritériumot kielégítő paraméter-együttesek száma is csökkenő tendenciát mutat, de az valószínű, hogy a modell-verziók összefüggő, más vizsgálati eredményektől elkülönülő csoportot alkotnak. Ha az n modellparaméternek megfelelően az azonos személyhez tartozó modellverziókat a paraméterek n -dimenziós terében ábrázoljuk, ezek egy jól körülhatárolható térrészre esnek. A következő feladat ekkor az, hogy kijelöljük e paraméter-térben a pszichológiai és fiziológiai fogalmakkal leírandó reakcióidő-magatartási típusok térrészeit és az eredményeket alkalmas osztályozási rendszer alapján, pszichofiziológiai kategóriák segítségével interpretáljuk.

A rendszer működtetésének előfeltételei a következőkben foglaltak össze:

1. Az emberi reakcióidő-magatartást meghatározó mechanizmusok modelljének konstrukciója. Az alkalmas modell megtalálása természetesen nagyszámu humán kísérleti eredmény elemzését és szimulációjuk elvégzését követeli meg.
2. Stimulus-patternek paraméter-orientált rendszerének összeállítása, amelyet szintén előfeltételezi a kiterjedt humán- és modellkísérlet-sorozat elvégzése.
3. A fentiek mellett természetesen gyors és időosztásos üzemre képes számítógépes rendszer is szükséges.

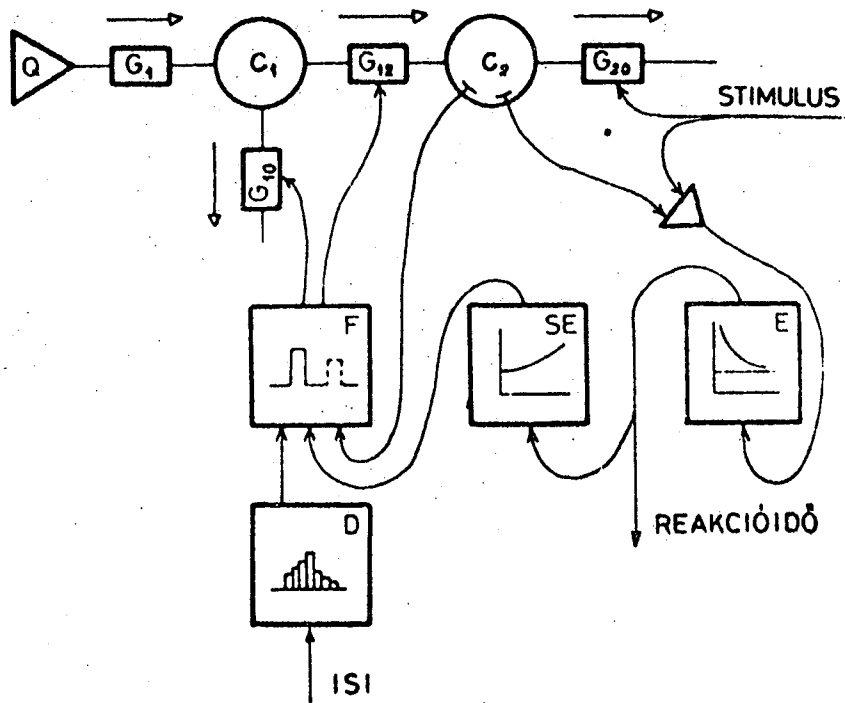
Munkánk jelenlegi fázisában az első két feltételt igyekszünk realizálni. A reakcióidő-magatartás mechanizmusai modellezésének jelenlegi szakaszát az jellemzi, hogy a modell a feltételezésünk szerint alapvető mechanizmusokat tartalmazza, és a szimulációtól alapfeltételeink helyességének igazolását várjuk.

Ezen alapfeltételeket az előző előadásban körvonalaztuk. Ennek megfelelően minden egyes reakcióidő-értéket a megelőző interstimulus-intervallumok (ISI) sorozatának és az azokra adott válaszok sorozatának kontextusában vizsgálunk és értelmezünk. E kontextusfüggés a reakcióidő-mechanizmusok működésében realizálódik, mely mechanizmusoknak kétféle természetet, működésmódot tulajdonítunk: a válaszadás energetikai feltételeit és információfeldolgozó tevékenységet. A modell jelen-

legi állapotában e két szorosan összefüggő működési jelleg strukturálisan szétválik és ez funkcionális összefüggésük realizálásában is kétségtelenül korlátokat jelent.

A modell rövid leírása

A modell egyszerűsített blokkvázlata a 2. ábrán látható.



2. ábra

A reakcióidő-magatartás modelljének blokkvázlata

Az energetikai rész felépítési elve a következő volt: feltételeztük, hogy az energiatárolók és az összekötő csatornák rendszere hierarchikusan elágazó jellegű, a "pszichés" energia az aspecifikus régiókból a specifikus (azaz az elvégzendő konkrét teszt-tevékenységekkel kapcsolatos) részrendszerek felé áramlik. Az energiarendszer veszteséges, a veszteséget nem csak a feladat elvégzésével kapcsolatos "hasznos" energiafelhasználás jelenti. Az energiapótlást forrás biztosítja.

E felépítési elv a realizált energetikai struktúrában még egyszerűsített és koncentrált formábanült testet: a Q energiaforrás forráserőssége konstans, az általa ellátott C_1 aspecifikus energiatároló specifikus elfolyásai közül a vizsgált specifikus tevékenységhez tartozó részrendszer válik csak külön az összes többtől, melyeket a G_{10} elvezető energia-

csatorna koncentráltan reprezentál. A C_2 specifikus tároló a G_{12} csatornán keresztül töltődik, szintje pedig a G_{20} elvezetésen keresztül csökkenhet. Az aspecifikus C_1 tároló E_1 , illetve a specifikus C_2 tároló E_2 energiaszintjét a

$$c_1 \frac{dE_1}{dt} + \frac{E_1}{g_{10}} + \frac{E_1 - E_2}{g_{12}} = q$$

$$c_2 \frac{dE_2}{dt} + \frac{E_2}{g_{20}} - \frac{E_1 - E_2}{g_{12}} = 0$$

differenciálegyenlet-rendszer megoldásai adják. A csatorna-áteresztőképességek (g_{10} , g_{12} , g_{20}) időfüggvények, értékeik

az információ-feldolgozási rész kontrollja alatt állnak. A feladatra irányított (specifikus) figyelem akaratlagos fokozása azáltal történhet, hogy a G_{12} csatorna áteresztőképessége megnő, a G_{10} -é pedig egyidejűleg lecsökken - egy H magasságú ún. fókuszoló impulzus hatására:

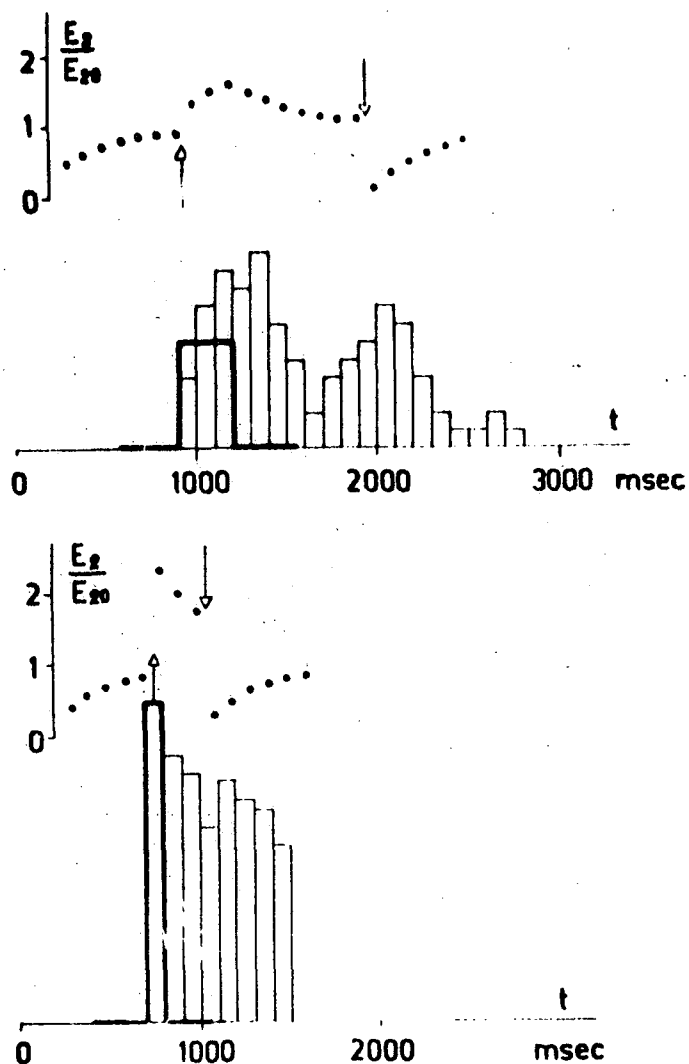
$$g_{10}(H) = g_{10}(0) - \lambda_1 H$$

$$g_{12}(H) = g_{12}(0) + \lambda_2 H$$

A "fókuszolás" folyamata a bekövetkező stimulusra való felkészülést jelenti. A fókuszoló impulzus kezdete, szélessége és magassága így a megelőző interstimulus-intervallumok eloszlásfüggvénye alapján nyer meghatározást.

Az ISI-eloszlást röviden a következőkkel jellemezhetjük: a) az átlagosnál rövidebb ISI-értékek 1-nél nagyobb, a hosszabbak pedig kisebb súllyal épülnek be az eloszlásba, b) az eloszlás összterülete konstans (ez a megelőző ISI-értékek "lassu" felejtését valósítja meg), c) a fókuszoló impulzus generálásához az eloszlásnak csak egy bizonyos szint feletti részét vesszük figyelembe ("gyors" felejtés).

A modell D egysége ezen eloszlás alapján egy "nyers" fókuszoló impulzust generál, melynek területe konstans és magasság-szélesség aránya az eloszlás - levágási szint feletti - hasonló jellemzőjét tükrözi. A 3. ábrán az impulzus generálását két különböző jellegű eloszlás esetén szemlélítjük. (Feltüntetettük továbbá a specifikus energiatároló - a nyugalmi E_{20} szinthez viszonyított - E_2 szintjének időbeli változását. A felfelé mutató nyilak a fókuszolás következtében fellépő E_2 -emelkedésre mutatnak, a lefelé mutató nyilak pedig a reakció időpontját jelzik.)



3. ábra

A fókuszoló impulzus (vastag vonal) előállítására a megelőző interstimulus-intervallumok eloszlása alapján, két különböző (széles és keskeny) ISI-hisztogram esetén. Pontozott vonal a specifikus figyelmi energia szintjének változását jelzi.

A nyers impulzus végleges magasságát az ún. értékelés (SE) figyelembevételével nyeri. Minthogy a kísérleti személy a válaszával szünteti meg a fényingert, lehetőség van reakcióidejének durva megbecslésére. A következő stimulusra való felkészülését így - motiváltságtól függően - előző teljesítménye is befolyásolja: az n -edik fókuszoló impulzus nyers magassága az $(n-1)$ -edik választól függő $\alpha \geq 1$ motivációs sulyal szorzódik:

$$H_1^{(n)} = H_{01}^{(n)} \propto = H_{01}^{(n)} \exp \left\{ k(T_R^{(n-1)} - T_{R0}) \right\}$$

ahol $T_R^{(n-1)}$ az előző stimulusra adott reakcióidő, T_{R0} a minimális elérhető reakcióidő. A 3. ábra szemlélteti a fókuszoló impulzus elhelyezését is: az impulzus végét (önkéntesen) az eloszlás elejének (τ_1) és várható értékének (τ_e) középre illesztettük:

$$t_2 = 1/2 (\tau_e + \tau_1)$$

Az ISI eloszlás alapján generált (primer) fókuszoláson kívül esetenként szükség lehet "szekunder" fókuszolás végrehajtására is: amennyiben a primer fókuszolás lezajlik és a stimulus még nem érkezett meg, az energetikai rendszer lassan aspecifikus (fókuszálatlan) állapota felé törekszik. Amikor az E_2 szint egy meghatározott E_{20} küszöb alá esik, F egy újabb, H_2 magasságú szekunder fókuszoló impulzust bocsát ki, stb. (a "nem-figyelés" felismerése). A $H_2, H_3, \dots, H_i, \dots$ szekunder impulzus-magasságok egy önkényes, mechanisztikus rendszer szerint csökkenő értékek:

$$H_i = k_r H_{i-1}, \quad k_r < 1$$

$$i = 2, 3, \dots$$

A stimulusokra adott reakcióidők értékét feltételezéseink szerint a specifikus figyelmi energia E_2 szintje határozza meg:

$$T_R = T_{R0} + \frac{1}{\epsilon E_2}$$

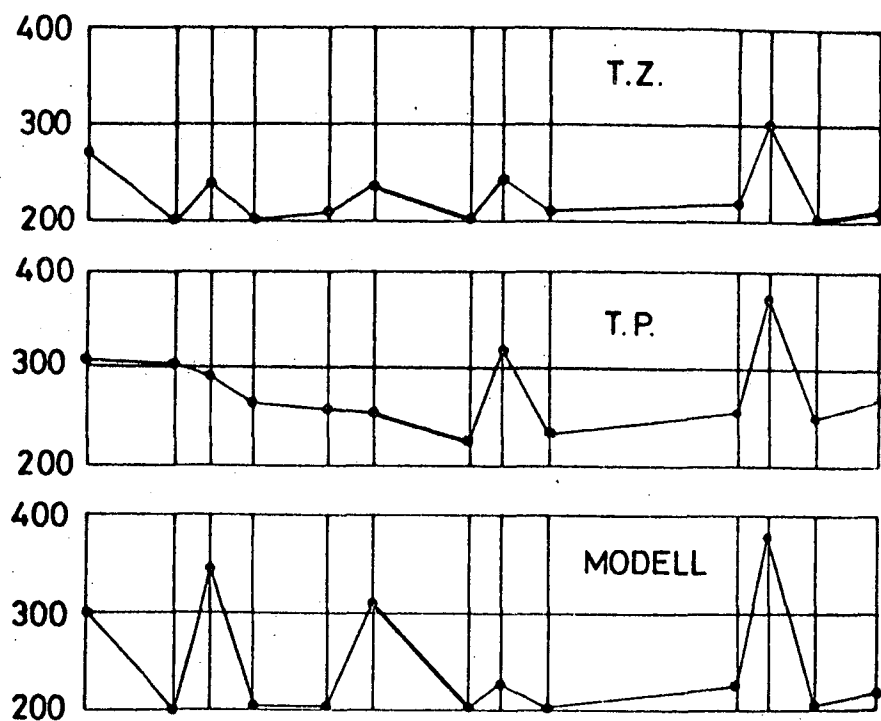
Az összefüggés primitív módon a következő megfontolást tükrözi: alacsony figyelmi szintek esetén viszonylag kis energiatöbblettel jelentős reakcióidő-javulás érhető el, míg az egyre magasabb szinteken ugyanakkora energiatöbblet egyre kisebb reakcióidő-csökkenést eredményez. Ily módon a T_{R0} minimum egy szemléletes jelentést kap: végtelen nagy E_2 szinthez tartozó minimális reakcióidő.

A reakciók energiafelhasználást igényelnek: "könnyedségük"-től függően különböző τ_R ideig a G_{20} csatorna g_{20} áteresztőképessége jelentősen megnő, ezáltal az E_2 energiaszint igen alacsony értékre esik, ahonnan viszonylag lassu regenerációs folyamat indul (refrakter fázis) a fókuszálatlan, aspecifikus energiaállapot irányába.

A fent leírt mechanizmusok kapcsolatai (vezérlések, visszajelések) az E_2 energiaszint bonyolult időbeli változását, ingadozását okozzák. A reakcióidő-értékek tehát attól függenek, hogy a stimulus éppen milyen energiaállapotban találja a rendszert. Kétségtelen azon-

ban, hogy a modell jelenlegi formájában tökéletesen és indokolatlanul determinisztikus, működése a véges energiatartalékokkal precizen gazdálkodó adaptív rendszer működésére emlékeztet.

E jellegzetesség jól megnyilvánul szimulációs eredményeinkben (4. és 5. ábra)

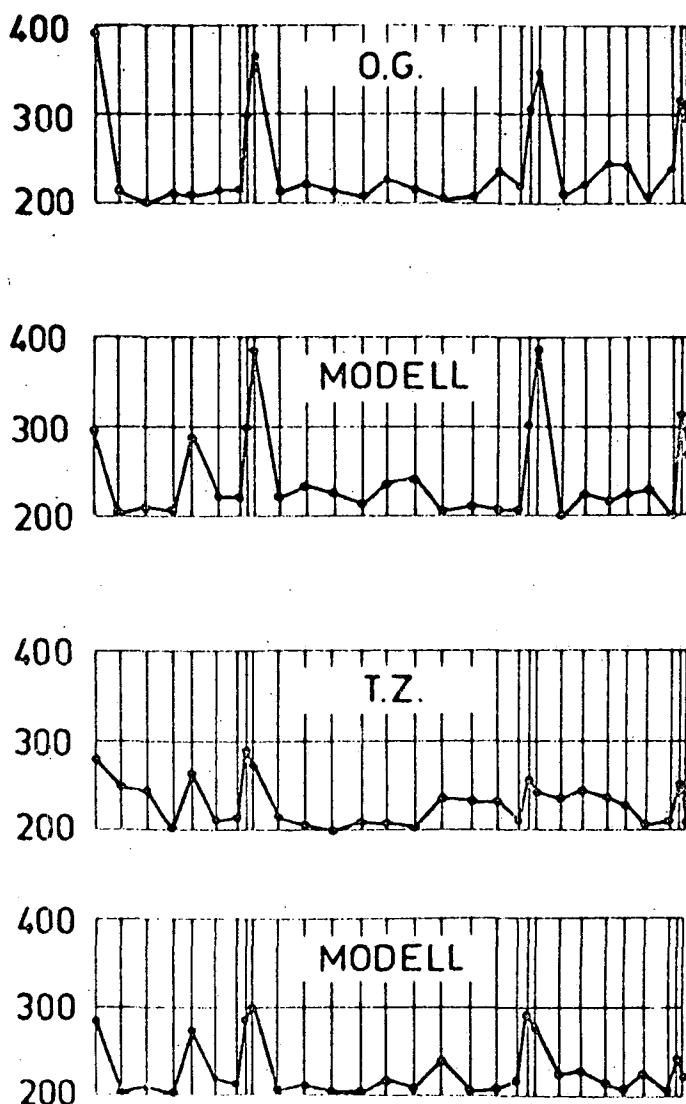


4. ábra

Két személy reakcióidő-patternje és a modell-válasz, ugyanazon stimulus-patternre. A függőleges vonalak távolsága az interstimulus-intervallumokkal arányos. Ordináta: RI ms

Kísérleti személyeink közül csak néhány személy reakcióidő-magatartását sikerült elfogadható hűséggel utánozni modellkísérletben. E személyek azonban más tesztek eredményei alapján is élesen elkülönülő csoportot alkottak kísérleti anyagunkban, teljesítményük lényegesen magasabb szintű volt, a reakcióidő-méréseknél kiegyensúlyozott teljesítményt, alacsony átlagot és kis szórást produkáltak. Érdemes megemlíteni a csoport két tagjának foglalkozását: egyikük sportrepülő, másikuk pedig a közlekedésrendészet rutinos gépkocsivezetője. A tesztekben megnyilvánuló - jó értelemben vett - gépies, precíz teljesítmény, valamint szimulációjuk sikere azt a következtetést sugallja, hogy modellünkben bizonyos "eiaion" reakcióidő-magatartást sikerült realizálni, egy szélsőséges működésmódot, amely azonban humán reakcióidő-magatartásként, illetve annak egy ideálist megközelítő, szélső

eseteként interpretálható egyuttal.



5. ábra

Két személy reakcióidő-patternje és a megfelelő szimulációs eredmények

Eredményeink ilyen magyarázata a reakcióidő-magatartás modelljének továbbfejlesztési elvét is meghatározza: a modell "determinisztikus" tulajdonságait több ponton gyengíteni kell. Itt elsősorban az ISI-eloszlás sztochasztikus "modulációjának", a "belső" időnek a valóságos időhöz viszonyított sztochasztikus ingadoztatásának bevezetésére és más, aspecifikus sztochasztikus inputok defokuszáló hatásának modellezésére gondolunk.

SOTE Számítástechnikai Csoport, SOTE Biofizikai Intézet
és Péterfy Sándor utcai Kórház-Rendelő

Anyagtranszport vizsgálata rekesz (compartment) modellek segítségével

Kanyár Béla, Györgyi Sándor és Garas Zsuzsa

Az élő szervezet anyagcsere-folyamatának tanulmányozása során sok esetben feltételezhető, hogy a vizsgált anyag a szervezetben egymástól jól elkülönülő fázisokban, rekeszekben, idegen szóval kompartmentekben van jelen. A rekeszekre jellemző, hogy bennük az anyag keveredése sokkal gyorsabban megy végbe, mint a rekeszek között, és így a rekeszekben belül homogén anyageloszlást tekinthetünk fel.

Kompartmentekből felépülő transzportrendszerek elemzésével első sorban Berman, Sahn, Weiss /1,2,3/, Sheppard /11/ és Hearon /5/ munkái foglalkoznak. Stochasztikus szempontból vizsgálta a transzport jelenségeket Matis és Hartley /8/, valamint Sheppard /12/.

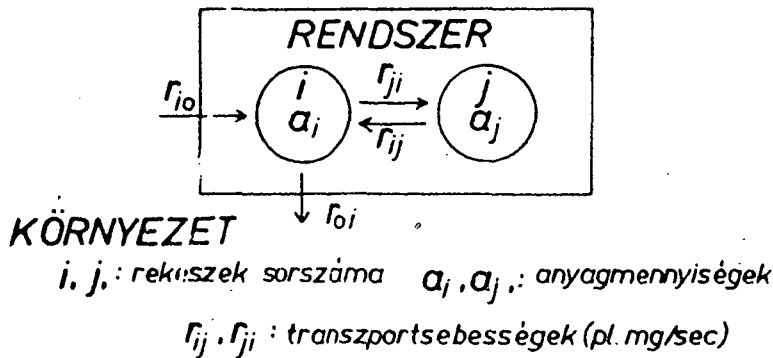
Konkrét alkalmazások köréből megemlíthetők Berman és munkatársai /4/ 11 rekeszből álló jóanyagcsere modellje, Silvers és Sanders /13/ insulin-metabolizmus vizsgálata, Waxman, Leins és Siemsen /14/ bengál-vörös kinetikát leíró májmodellje, valamint Latzkovits, Szent-istváni és Fajsi /7/ vörösvértest foszfát anyagcseréjével kapcsolatos eredményei.

Rekeszekből álló transzportrendszer általános formában az 1. ábrán látható. Az egyes rekeszeket i és j , a környezetet 0 indexszel jelöltük. Az a_i és a_j anyagmennyiségeket, az r_{ij} ill. r_{ji} pedig a nyilaknak megfelelő irányú transzportsebességeket jelöl, definíciós egyenletük a következő differenciálegyenlet-rendszer:

$$\frac{da_i}{dt} = \sum_{j=0}^N r_{ji} - \sum_{j=0}^N r_{ij} \quad i = 1, 2, \dots, N, \quad (1)$$

$i \neq j$

ahol N a rekeszek száma.



1. ábra.

Az 1. ábrán vázolt rendszer hasonlóságot mutat a matematikából ismert gráfokhoz és így gráfelméleti szempontból is tárgyalják a metabolizmust.

A biológiai transzportfolyamatok vizsgálatánál rendszerint nyomjelzők (pl. radioaktív izotópok) használatosak. Ilyen esetben az anyaghoz képest elhanyagolható mennyiségű nyomjelző változása egy

$$\frac{df}{dt} = Pf \quad (2)$$

alakú lineáris differenciálegyenlet-rendszerrel jól leírható, ahol

f : vektor, melynek komponensei a rekeszekben lévő nyomjelző mennyisége,

P : mátrix, melynek elemei

$$\alpha_{ij} = -\frac{r_{ji}}{a_i} \quad i \neq j$$

$$\alpha_{ii} = -\frac{\sum_{j=1}^N r_{ji}}{a_i}$$

Stacionárius esetben, amikor az α_{ij} transzportegyütthatók állandók, a differenciálegyenlet-rendszer megoldása exponenciális komponensek összegeként írható fel, ahol a P mátrix sajátértékei az exponenciálisok kitevői, sajátvektorai pedig az exponenciálisok együtthatói lesznek.

Egy transzportrendszer modellezésekor két fő kérdés merül fel:

1. Milyen a rendszer szerkezete, tehát hány rekeszt és milyen transzportutakat kell feltételezni?
2. Adott szerkezet mellett mekkorák a transzportegyütthatók és ezek változásából milyen biológiai folyamatra lehet következtetni?

Munkánk során elsősorban ez utóbbival, a transzportegyütthatók (paraméterek) becslésével foglalkoztunk és a rendszer szerkezetét orvosi és biológiai ismeretek alapján adottnak tételezzük fel.

A nyomjelzőkinetikai vizsgálatok során általában az egyes rekeszekben lévő nyomjelzőmennyiséget mérjük az idő függvényében. Kiértékeléskor az anyagcsere jellemzésére, diagnosztizálás céljából rendszerint az időben csökkenő görbeszakaszok felezési idejét, vagy két különböző időben mért érték hányadosát számoljuk. Ilyen hányados például a pajzsmirigy I-tárolási görbén a 48/24 órás érték.

Ismeretes azonban, hogy egy-egy mért érték általában több elemi transzportfolyamat eredőjeként alakul ki, sőt előfordul, hogy több rekeszt együtt mérünk. Pl. a renographiánál a vese feletti izotóp-aktivitás a vese és a környezeti szövetek értékének összegeként adódik.

Várható, hogy ha a mért görbékből a most bevezetett transzportegyütthatókat sikerülne meghatározni, akkor ezek jobban jellemeznék a metabolizmust, specifikusabbak lennének egy-egy betegségre, mint pl. a felezési idők, vagy tapasztalati hányadosok. Ennek ellenére a transzportegyütthatók meghatározásával járó lehetőségeket nem szabad eltulozni, ugyanis már a kiindulópont, a rekeszfeltételezés sem sem jogos minden esetben. Emellett meg kell jegyezni, hogy az együtthatók meghatározása során elkövethető hibák, valamint a sok számolással járó többletenergia szintén kérdésessé tehetik a munka célszerűségét.

Vizsgálatainkban a transzportegyütthatókat minden esetben a mérési eredmények és a feltételezett rekeszmodell, ill. az ezt leíró differenciálegyenlet-rendszer illesztéséből határoztuk meg.

Kezdetben analóg számítógéppel dolgoztunk. Becsült együtthatók mellett megoldottuk a differenciálegyenlet-rendszert, majd az így kapott számolt és a mért görbéket összehasonlítottuk. Ezután a paramétereknek megfelelő potenciómétereket addig állítottuk, amíg a két eredmény nem fedte egymást. Megfelelő illeszkedés után az együtthatókat a potencióméterek állásaiból olvastuk le.

Analóg, MEDA 41 gépet használtunk a vér alkáli ion transzportjának vizsgálatakor (2. ábra).

Feltételeztük, hogy a rendszerben a plazmán és az intracelluláris téren kívül a membrán is egy külön rekeszt képvisel.

⁴²K izotóp esetén a mért pontok és a számolt görbevonalak a 3. ábrán láthatók. Hasonló elven illesztettük a ⁸⁶Rb és ¹³⁷Cs izotópok esetén kapott görbéket.

A vázolt eljárásban a görbék fedésének megítélése szubjektív, mégis használatos e módszer, sőt Silvers és Sanders /13/ digitális gépen is ilyen módon értékelik ki méréseiket. Ez utóbbi esetben display és time-sharing rendszer elengedhetetlen.

A mérési eredmények és a rekeszmodellt leíró differenciálegyenlet-rendszer illesztésére digitális számítógépi programokat is kidolgoztunk. Illesztésre ekkor a legkisebb négyzetek módszerét használtuk. A súlyozott négyzetösszeg alakja

$$= \sum_i \sum_k \left[\frac{K_i}{\tilde{g}_{jk}} (g_{jk} - \tilde{g}_{jk})^2 \right], \quad (3)$$

ahol: \tilde{g}_{jk} : a j-ik mérőhelyen a k-ik időpontban mért érték,

g_{jk} : az előző számolt értéke becsült transzportegyütthatók mellett, és

K_i : a mérőhelyre jellemző súlytényező.

A K_i "alkalmi" súlytényező mellett még a Poisson-eloszlás szórásnégyzetének reciprokával, az $1/g_{jk}$ -val is súlyoztunk.

Mivel, mint említettük, az egyes rekeszekben lévő nyomjelzőt nem mindig tudjuk egymástól elkülönítve mérni, a g_{jk} több rekesz lineáris szuperpozíciója lehet, azaz

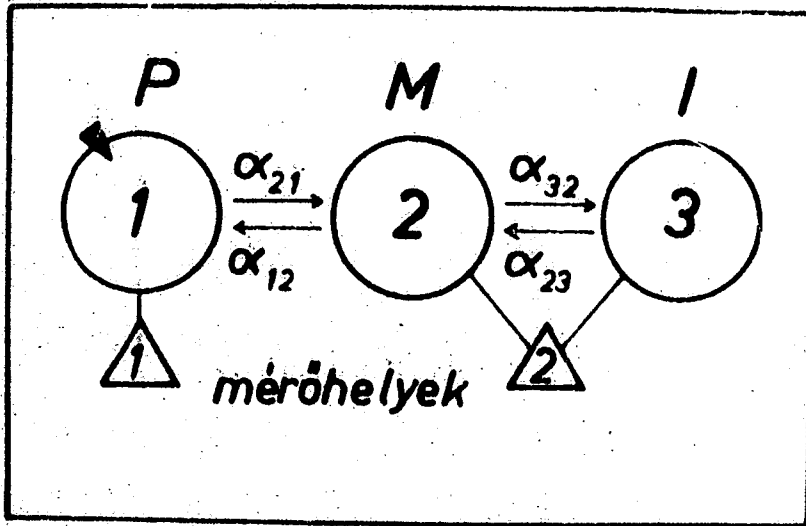
$$g_{jk} = \sum_i \sigma_{ji} f_{ik}$$

ahol f_{ik} : az i-ik rekeszben levő mennyiség a k-ik időpontban

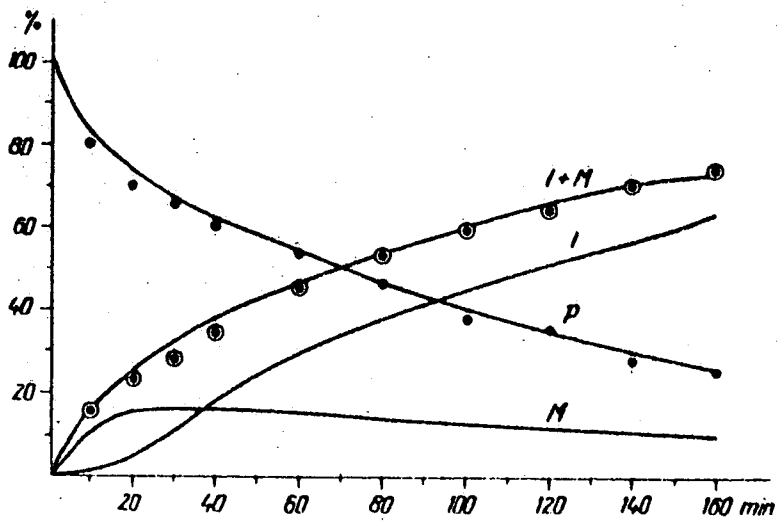
σ_{ji} : az i-ik rekesz mérésének hatásfoka a j-ik mérőhelyen.

A transzportegyütthatók az f_{ik} mennyiségben szerepelnek a (2) kifejezés szerint.

A σ_{ji} hatásfok mennyiségek nem mindig ismertek. Pl. a ¹³¹I izotóppal jelzett bengál-vörös májfunkciós vizsgálatoknál csak becsülni tudjuk, hogy milyen hatásfokkal mérjük a máj, ill. a vér izotóp



2. ábra



3. ábra

aktivitását. Ez esetben, ha a (4) kifejezésben g_{jk} -t \tilde{g}_{jk} -mal helyettesítjük, lineáris regresszióval a σ_{ji} paraméterekre adott kezdeti becslést pontosítani tudjuk.

A Φ négyzetösszeg minimalizálására gradiens és szimplex eljárásokon alapuló számítógépi programokat készítettünk.

Gradiens módszernél az együttható-paraméterek szerinti parciálisokat numerikusan képezzük, a lépésméretet pedig McGhee /9/ által javasolt eljárással határozzuk meg, ill. variáljuk. A program a σ_{ji} hatásfokparaméterek meghatározására egy lineáris regressziót végző szubrutint is tartalmaz. Hibabecslő rész nincs a programban. Az iteráció befejezését, vagy 12 ciklus, vagy az összes transzportegyüttható-paraméterek 2 %-nál kisebb javítása jelenti.

Szimplex módszernél Nelder és Mead /10/, valamint Horniak /6/ által közölt minimalizáló eljárást alkalmazzuk. A szimplex eljárásnál a négyzetösszeg minimumát n számú paraméter esetén egy n dimenziós teret meghatározó $n+1$ csúcspontból álló poliéder (un. szimplex) csúcsai mentén keressük. A poliéder csúcspontjait úgy változtatjuk, hogy mindig a maximális függvényértékhez tartozó pontot tükrözzük a megmaradó rész súlypontjára. Amennyiben ilyen tükrözésekkel már nem kapunk kisebb függvényértékű pontokat, a poliéder méretét csökkentjük és a tükrözést előlről kezdjük. Így a szimplex mintegy "begurul" a minimumba.

A programokat ezideig elsősorban a már említett vörösvértest alkáli iontranszport, valamint az izotópos májfunctiós vizsgálatoknál próbáltuk ki.

A 2. ábrán látható modell esetén kapott paraméterek közül az α_{32} , de különösen az α_{23} értékeit mindkét módszernél erősen befolyásolják az iterációs kezdőértékek, bár a mért és számolt értékek illeszkedése a vizsgált 5 esetben jónak mondható. A különböző kezdőértékek, valamint a gradiens és a szimplex módszerek mellett kapott α_{12} és α_{21} értékek egymástól való eltérése 20 %-nál kisebb volt, ugyanakkor az analóg géppel számolt értékeknek kb. a fele.

Májfunctiós vizsgálatoknál (I. Garas, Nagy és Kanyár: Izotóppal jelzett bengál-vörös májfunctiós mérések kiértékelése c. előadást) a 42 vizsgált esetszám közül 11-nél a kapott illeszkedés nem volt elfogadható. A kapott eredmények stabilitásának vizsgálata céljából 18 esetben két különböző iterációs kezdőértékből indultunk ki. A négy transzportegyüttható közül kettőnél a végeredmény csak 5-25 %-os eltérést mutatott, a másik kettőnél viszont többszörös eltérések is előfordultak, bár a minimális négyzetösszeg közel azonos volt.

Tapasztalatunk szerint a jelenlegi mérési eljárások és mérési hibák nem teszik lehetővé, hogy egyértelmű eredményeket kapjunk a feltételezett modellek transzportegyütthatóira. A vázolt nehézségek egy részét pl. globális (és nem lokális) minimumot kereső programmal, vagy néhány, a modellre vonatkozó megszorítás (pl. a paraméterek maximumának és minimumának megadása) révén esetleg csökkenteni lehet.

Az alkalmazott minimumkereső eljárásokkal nemlineáris és változó együtthatóú differenciálegyenlet-rendszert is lehet illeszteni mérési adatokhoz, bár ezidél még ilyen igény nem jelentkezett. A differenciálegyenlet-rendszer megoldására a Runge-Kutta módszert használjuk, jelen esetben állandó együtthatókra specializálva.

A Fortran IV nyelven írt programok szerint a gép az iteráció befejezése után kinyomtatja a transzportegyütthatók értékét, a mért és számolt értékek %-os különbségét, valamint minden egyes rekeszben található nyomjelző mennyiséget az idő függvényében.

Eddigi tapasztalatunk szerint a 2. ábrán látható modell illesztése 2x20 mérési pont esetén a Számítástechnikai Koordinációs Intézet Siemens 4004-es gépén 0,5-1 perc időt igényel mindkét programnál.

I r o d a l o m

1. M. Berman, E. Sahn, M.F. Weiss: Biophys. J., 2, 275, 1962.
2. M. Berman, E. Sahn, M.F. Weiss: Biophys. J., 2, 289, 1962.
3. M. Berman, E. Sahn, M.F. Weiss: SAAM (Simulation, Analysis and Modeling) Manual, 1971.
4. M. Berman, E. Hoff, M. Barandes, D.V. Becker, M. Sonenberg, R. Benua, D.A. Koutras: J. Clin. Endocr. Metab., 28, 1, 1968.
5. J.Z. Hearon: Ann. NY. Acad. Sci., 108, 36, 1963.
6. Horváth G.: Számológép (NIM IGÜSZI), 2, 33, 1972.
7. L. Latzkovits, I. Szentistványi, Cs. Fajszli: Acta Biochim. Biophys., Acad. Sci. Hung., 7, 55, 1972.
8. J.H. Matis, H.O. Hartley: Biometrics, 27, 77, 1971.
9. R.B. McGhee: In: M. Klerr, G.A. Korn: Digital Computer User's Handbook, New York, 1967.
10. J.A. Nelder, R. Mead: Computer J., 7, 308, 1965.
11. C.W. Sheppard: Basic Principles of the Tracer Method, New York, 1962.
12. C.W. Sheppard: J. Theor. Biol., 33, 491, 1971.
13. A. Silvers, W.J. Sanders: Computers Biomed. Res., 3, 133, 1970.
14. A.D. Waxman, P.A. Leins, J.K. Siemens: Computers Biomed. Res., 5, 1, 1972.

Orvostovábbképző Intézet II. Belgyógyászati Tanszéke és BME
Villamosmérnöki Kar Matematikai Tanszéke

Normális és pathológiás vektorkardiogram számítógépes
szimulációja

Kenedi Péter, Szabados Tamás, Frey Tamás és Schwarczmann Pál

A kamrai ingerületterjedés megismerésének folyamata híven tükrözi az experimentális medicina fejlődését az állatkísérletektől a számítógépes modellig. Kutya-szíven epicardialis és myocardialis elvezetések segítségével feltérképezték a depolarizáció és repolarizáció lefolyását. Durrer és van Dam (4) agyi sérülésben meghalt betegek szíven néhány órával az exitus után vizsgálta az aktiváció problémáit. E vizsgálatok már a kérdés magasabb szintű megközelítését jelentették, tekintettel arra, hogy a különböző állatfajok szívében az ingerületterjedés nem teljesen azonos az emberével.

A számítógépes modellek az experimentális munkában új lehetőségeket tártak fel, mert lehetővé vált, hogy a hosszadalmas és sokszor megvalósíthatatlan kísérletek helyett a számítógépben lehessen különböző kóros állapotokat szimulálni. A modell-kísérletek két formában valósíthatók meg: a folyamat matematikai formában való leírásával, vagy fizikai modellek segítségével.

Vizsgálataink célja a kamrai aktiváció szimulálása normál és különböző kóros állapotokban (infarctusok, kamrai hypertrophiák, vezetési zavarok esetén).

Áttekintve az irodalmat, a kamrai ingerület-terjedés szimulálására mind analóg, mind digitális modelleket találunk.

Kohno (5) az EKG QRS komplexusát rekonstruálta transmuralis és subendocardialis infarctusban. Baum (3), illetve Barr (2) fizikai szempontból finomította a modellt. Okajima (6) on-line modellen grafikus display segítségével infarctust és kamrai extrasystolet hozott létre. Tawara-szűr block modellezésére irodalmi utalást nem találtunk.

Munkánk alapját Selvester és mtsai (7) 1967-ben közölt digitális komputer modellje képezte. E modell Scher és Young 9 élettani mérésein alapszik.

A szív elektromos terének szimulációjánál két problémát kell megoldani:

- Egyrészt a szívet, mint időben és térben bonyolult törvényszerűség szerint változó feszültségforrást kell modellezni,
- másrészt az emberi testet, mint szabálytalan geometriai alakú és inhomogén vezető közeget kell közelíteni.

1. A szív, mint generátor modellezése

A szívet 20 segmensre osztottuk fel úgy, hogy a bal kamrán 9, a septumon 7 és a jobb kamrán 4 segmenset vettünk fel. A pitvarokat a modellben nem ábrázoltuk. Az egyes segmensek elektromos vektorát az epicardialis felszín középpontjára merőlegesnek tételeztük fel.

Egy segmenst a következő adatokkal jellemeztünk:

- térbeli helyzete,
- a dipolusmomentum iránya,
- a dipolusmomentum nagyságának változását leíró időfüggvény.

Ez a függvény cosinusos fel- és lefutású (a középső szakaszon pedig konstans amplitudójú).

Az egyes patológias állapotok szimulációjánál ezeket az adatokat lehet változtatni.

2. A második probléma az emberi testnek, mint vezető közegnek modellezése

Az emberi testben létrejövő teret stacionárius áramlásúnak tekintettük, az időfüggést a végképletben vettük figyelembe. Három közelítést próbáltunk ki:

a.) Az "eredő dipolus" módszernél

az egyes segmenseket jelképező dipolusok mind egy pontban vannak, végtelen kiterjedésű homogén vezető közegben. Az elektródák merőleges koordinátatengelyeken a szívtől igen nagy távolságra helyezkednek el.

- Ilyenkor a szív egyetlen eredő vektorral írható le, amely időben változó irányú és nagyságú. Az orvosi gyakorlatban a szívet adott időpillanatban egyetlen vektorral jellemzik. Ez a megközelítés az "eredő dipolus" modellnek felel meg.

b.) A "több dipolus" módszernek

nevezhető közelítésnél az egyes dipolusok a tényleges helyzetnek megfelelően helyezkednek el a tér különböző pontjain, végtelen, homogén vezető közegben. Az érzékelő elektródák egy kocka négy csúcán vannak, a Grishman-féle kocka-rendszer szerint.

Ennél a modellnél már nem lehet a szívet egyetlen időfüggő vektorral leírni.

c.) A harmadik megoldásmód

abban különbözik az előzőtől, hogy a dipolusok véges sugarú vezető gömbben helyezkednek el, ez a vezető gömb modellezi az emberi mellkast.

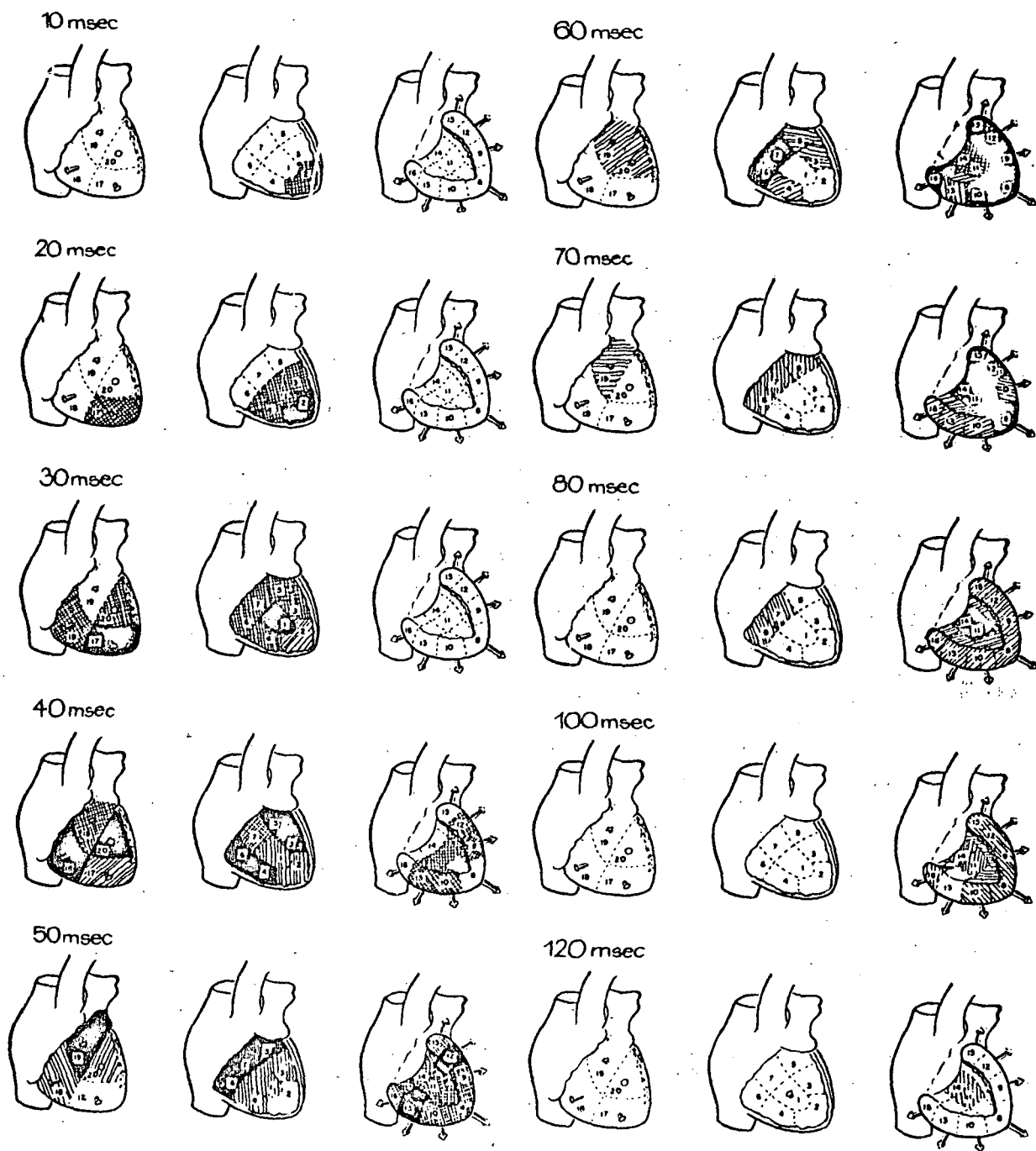
A gömbön kívül zérus vezetőképességű levegő van. Az érzékelő elektródák a gömb felszínén helyezkednek el.

Ez a modell bonyolultabb az előző kettőnél. Az ismertetendő megoldás a hálózatelemélet Thévenin tételénél alkalmazott módszerre hasonlít. Olyan térre van szükségünk, amikor a gömbön kívül áram nem folyik. Először meghatározzuk végtelen homogén közegben a dipolus terét. Ehhez hozzáveszünk egy másik teret, amellyel együtt a gömbön kívül konstans lesz a potenciál. A második térhez a Laplace-egyenlet adott kerületérték melletti megoldását kell megkeresni. Ez a potenciálmélet Dirichlet-problémája, amit vissza lehet vezetni egy kettős réteg meghatározására. Ismeretes, hogy a szív elektromos tere úgy jön létre, hogy egy adott időpillanatban a szívizom egyes részei aktiválódtak (elektromosan negatívvá váltak), más részek viszont még nem. Ez egy segmensre nézve azt jelenti, hogy a segmens két felülete között feszültségkülönbség jön létre, amely időben változik. A jelenség úgy írható le, mint két egymáshoz közeli, ellentétes potenciálú pontból álló feszültségforrás, amely olyan teret hoz létre a homogén vezető közegben, mint egy elektrosztatikus dipolus a levegőben.

Az említett három modellel az Egyetemi Számítóközpont Razdan-3 gépén végeztük a kísérleteket. A program ALGOL nyelven íródott.

Mindhárom modelltipussal reprodukáltuk a normál vektorkardiogramot, az emberi viszonyokat legjobban a vezető gömb modell közelítette meg, ezért további vizsgálatainkat ezzel a modellel végeztük.

Speciális rajzoló eljárással mind az x, y, z elvezetést, mind a térbeli vektorkardiogram horizontális, frontális és jobb sagittális síkbeli vetületét sornyomatón kirajzoltattuk. Az időjelzést 10 msec-onként az ABC betűvel, 2 msec-onként pedig számokkal jelöltük.



1.a. ábra

1.b. ábra

Külön programot készítettünk, amely kiszámítja minden egyes momentánvektor összes síkszögét, valamint az azimut és eleváció szögeket, illetve a térbeli sebesség momentánvektorokat.

A modell segítségével különböző lokalizációjú infarctusokat hoztunk létre. Az anatómiai viszonyoknak megfelelő segmensek kikapcsolásával anteroseptalis, lateralis, posteroinferior, posterobasalis, stb. infarctus képeket reprodukáltunk.

Selvester modelljét továbbfejlesztve szimulációs modell-kísérletben különböző intraventricularis vezetési zavarokat hoztunk létre.

Vizsgálataink elsősorban a Tawara-szár block mechanizmusának tisztázatlan kérdéseire irányultak, mivel tudásunk szerint az irodalomban ilyen jellegű modell-kísérletek eddig nem történtek.

Az irodalom a bal kamra aktivációjára vonatkozóan nem egységes. Sodi-Pallares (8) a septum jobb és baloldala között elektromos barriére-t tételezett fel, az impulzus direkt rostról-rostra terjed. Barker (1) egyenletes lassu aktivációról beszél, az ingerület a bal kamrát elérve, a Tawara-szár blockolt része alatt a specifikus vezető-rendszeren folytatja útját.

A különböző hipotéziseknek megfelelően megváltoztattuk a septalis vektorok irányát, az aktiváció sorrendjét. A klinikumban található bal Tawara-szár blockot az alábbi aktivációs minta segítségével kaptuk meg: (ld. a-b ábra)

Az aktiváció a septum jobb oldalán alul kezdődik. A septum felfelé, jobbról balra aktiválódik. Eközben a jobb kamra normális uton depolarizálódik. A bal kamra szabad falának aktivációja csak 40 msec után kezdődik, a 60 msec-os időpontban a bal kamra szabad fala, a posterobasalis regio már teljesen aktiválódik, és csak ekkor éri el az aktiváció a bal kamra anterolaterális részét. 80 msec-os időpontban a szabad fal aktivációs frontja már lezajlik. Legkésőbb (100-120 msec-nál) az anterolaterális regio aktivitása szűnik meg.

Hasonló módon a jobb kamrai aktivációt megváltoztatva jobb Tawara-szár blockos vektorkardiogramokat nyertünk.

További vizsgálatainkban olyan programot hoztunk létre, amely egy beadott normális vektorkardiogramot képes szimulálni és így módon meg tudja határozni a szív térbeli helyzetét. Ennek algoritmus a steepest descent, vagyis a legmeredekebb ereszkedés módszerén alapszik és egy 13 változós nemlineáris függvényt minimalizál. Távlati célunk, hogy ehhez hasonló algoritmusok révén a számítógép képes legyen pathológiás vektorkardiogram alapján saját adatait úgy megváltoztatni, hogy a beadott görbét reprodukálja, azaz diagnózist készítsen.

I r o d u c t i o n

- Barker J.M.: The unipolar electrocardiogram. A clinical interpretation. New York 1952. Appleton - Century - Crofts Inc.
- Barr R.C., Pilkington T.C., Boineau J.P., Rogers C.L.: An inverse ecg solution with an on-off model. IEEE Transact. Bio.-Med. Engg. 1970. 17.49.
- Baum O.V.: Model of the heart electrical activity. Coll. Electrocardiologium I. 1972. Dresden.
- Durrer D., Van Dam R.T., Freud G.E.: Total excitation of the isolated human heart. Circulation, 1970. 41. 899.
- Kohno M.: QRS patterns in anterior subendocardial infarction by means of simulation of propagation process and computational QRS reconstruction. Jap. Circulat. J. 1970. 34. 981.
- Okajima M., Kohno M., Yamada K., Hayashi H.: Simulation and graphic display of ventricular activation spread and body surface QRS generation. Proc. XIIth Int. Coll. Vectorcardiographicum Brussels 1971.
- Selvester R.H., Kalaba R., Collier C.R., Bellman R., Kagiwada H.: A digital computer model of the vectorcardiogram with distance and boundary effects: simulated myocardial infarction. Amer. Heart J. 1967. 74. 792.
- Sodi-Pallares D., Bisteni A., Testelli M.R., Medrano G.A.: Ventricular activation and the vectorcardiogram in bundle branch block. Circulat. Res. 1961. 9. 1098.
- Scher A.M., Young A.: The pathway of ventricular depolarisation in the dog. Circulat. Res. 1956. 4. 461.

Állami Kórház, Balatonfüred

A myocardialis infarctusok triaxicardiometriás módszerrel történő kvantitatív
vektor analízise

Antalóczy Zoltán, Strommer Mátyás, Regős László és Tomor Benedek

Bevezetés

A kamrai depolarizációt a QRS komplexus, illetve a QRS Lissajous hurok reprezentálja. A QRS komplexus momentán vektorait Massie és Walsh (1) un. VA, vagyis kamrai aktivációs vektoroknak (ventricular activation vector) nevezi. A QRS komplexus kezdetétől számított első 10, 20 és 30 msec.-os vektorokat korai vektoroknak (initial vectors), illetve gyűjtőnéven infarctus vektornak (Infarction vector) nevezik, mivel az infarctus diagnosztikában a korai vektorok vizsgálata valóban kiemelkedően fontos. A myocardialis infarctusok kvantitatív vektor analízise céljából a 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 és a 80 msec.-os kamrai aktivációs vektorokat, valamint az ST és a T vektor maximumot vizsgáltuk.

Vizsgálati módszer

Vizsgálatainkat triaxicardiometriás módszerrel végeztük (2, 3, 4, 5, 6). A módszer lényege az, hogy a Frank féle elvezetések (7) bióáramaival közvetlenül vezérlünk egy analóg működésű cél-computert: a Triaxicardiometert (TCM). A TCM műveleti egységei a következő szögfüggvényeket képezik le:

$$\text{Térbeli nagyság: } = M = \sqrt{M_x^2 + M_y^2 + M_z^2}$$

$$\text{Azimut} = H^\circ = \arcsin \frac{M_x}{M_{xz}}$$

$$\text{Eleváció} = V^\circ = \arcsin \frac{M_y}{M}$$

A TCM output-ján megjelenő M , H° és V° értékeket többcsatornás EKG szintiróján diagrammokban, un. triaxicardiogramokban

(TGM) regisztráljuk. A H^0 -t két csatorna hozza, a H^0_1 és a H^0_2 szögcsatorna. A H^0_1 szögcsatornán az azimut szögeket 0° -tól $+90^\circ$ -ig és -90° -ig, a H^0_2 szögcsatornán 180° -tól $+90^\circ$ -ig és -90° -ig regisztráljuk. A V^0 szögcsatornán az eleváció-szögeket 0° -tól $+90^\circ$ -ig és -90° -ig regisztráljuk. A szögcsatornákon 1 mm kitérés 6 fokot reprezentál, a térbeli nagyságot, az M-t hozó csatornán 1 mm kitérés 0,1 mV-ot jelent. Az M_x , M_y és M_z vektorkomponens értékeket EKG görbék, Frank-elvezetések formájában is leképezzük és azokat szinkron regisztráljuk a TGM-al. A TGM-ből a QRS nyolc 10 msec-os momentán vektorának, az ST vektornak és a T_{max} vektorának adatait olvastuk le. Egy esetet 30 adattal jellemeztünk. Mérés adatainkat ODRA 1204-es computerrel dolgoztuk fel. A myocardialis infarctusokat 6 lokalizációs csoportba soroltuk. Csoportonként átlagot és szórást is számítottunk. A különböző lokalizációjú myocardialis infarctusokban az átlagértékekből és a szórásból számítottuk ki a normálhoz viszonyított szignifikáns eltéréseket. 95 %-os szignifikancia szint mellett "+" jellel jelöltük a szignifikánsan eltérő értékeket, "-" jellel jelöltük azokat az értékeket, ahol a vizsgált szinten szignifikáns eltérés nem volt.

Az M, a H^0 és a V^0 átlagából az

$$X = M \cdot \cos V^0 \cdot \cos H^0$$

$$Z = M \cdot \cos V^0 \cdot \sin H^0$$

$$Y = M \cdot \sin V^0$$

szögfüggvények felhasználásával numerikusan rekonstruáltuk a Frank-féle X, Y és Z elvezetéseket, amelyek birtokában további paraméterek nyerhetők. Ilyen módon határoztuk meg a térbeli gyorsulás (spatial velocity) értékeit is a

$$sV = \left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dy}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dz}{dt}\right)^2$$

egyenlet felhasználásával.

A TCM program így két részre bontható. A program I. része a TCM-el történő automatikus mérésből, a program II. része a mérési adatok computerrel történő feldolgozásából áll (1. ábra).

Vizsgálati eredmények

Vizsgálatainkhoz 210 esetet dolgoztunk fel. Egy normál kontroll és 6 myocardialis infarctus kategóriát alkottunk. Az egyes kategóriákban a normál kontroll 55 esetet, az anteroseptalis infarctus 53

esetet, az extensiv anterior infarctus 10 esetet, az antero-lateralis infarctus 6 esetet, a postero-diaphragmatikus infarctus 50 esetet, a postero-diaphragmatikus + postero-basalis infarctus 20 esetet, a kettős elektromos lokalizációju, mellső és hátsó-alsófali myocardialis infarctus 16 esetet tett ki. A 2. ábra normál esetet és a különböző lokalizációju myocardialis infarctusoknak egy-egy illusztrativ esetét tünteti fel. Valamennyi esetben a Frank féle XYZ elvezetésekkel szinkron regisztráltuk a HP , a V^0 és az MTGM-kat.

Az 1.sz. táblázat a normál kontroll, a 2.sz. táblázat az antero-septalis infarctus, a 3.sz. táblázat az extensiv anterior infarctus, a 4.sz. táblázat az antero-lateralis, az 5.sz. táblázat a postero-diaphragmatikus, a 6.sz. táblázat a postero-diaphragmatikus és a postero-basalis, a 7.sz. táblázat a kettős elektromos lokalizációju, a mellső és hátsó-alsófali myocardialis infarctus esetek computerrel feldolgozott átlagértékelt, a szórást és a szignifikanciát, az átlagértékből numerikusan rekonstruált X, Y és Z komponens adatokat és az ezekből számított térbeli gyorsulás (spatial velocity (sV)) értékeket összevontan tartalmazza.

Az 1. - 7. táblázat numerikus átlag adataiból grafikusan rekonstruáltuk a Frank-féle XYZ elvezetéseket és a TGM-okat, (l. 3. ábra). Az átlag numerikus adatokból rekonstruált Frank-féle EKG elvezetések és a TGM-ok is jellemzik mind a normális, mind pedig a különböző lokalizációju myocardialis infarctus eseteket. A csoportok numerikus átlagából kirajzolt grafikus display és az egyes csoportokon belül egy-egy eset automatikusan megjelenített grafikus "display"-je azonos karakterű (l. 3., 4. ábrák).

Diszkusszió

A computer-vectorcardiographia mint vizsgálati módszer az elmúlt évtized során fejlődött ki (8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16). A computer-program vagy csupán az egyes ortogonális EKG elvezetések automatikus numerikus kiértékeléséből áll, vagy pedig a numerikusan már kiértékelt komponensekből további vectorcardiographiás adatokat szolgáltat. Ilyen módon Descartes-féle koordinátákból síkvektorok és síkszögek, illetve polárvektorok is nyerhetők. Az alkalmazott eljárás menete:

a.) felveszik a Frank féle X, Y és Z elvezetések EKG görbéit, és azokat mágneses felvevő egységben magnószalagon rögzítik,

b.) az analóg EKG jeleket A/D konverterben digitalizálják,

c.) a lyukszalagra átvitt digitális jeleket computerbe táplálják. A computer adekvát programozása után numerikusan kapják meg a sík-, illetve a térvektor értékeket.

		QRS									ST	T _{max}
		5	10	20	30	40	50	60	70	80		
M _{0,1mV}	\bar{M}		1,9	6,6	14,9	15,4	11,6	7,6	3,0	1,3	0,6	3,6
	$\pm S$		1,0	3,5	5,3	4,9	6,1	6,0	2,7	1,3	0,7	2,3
	p											
H°	\bar{H}°		121,8	45,8	6,1	-18,6	-78,4	-118,4	-168,4	-147,0	167,1	39,6
	$\pm S$		30,7	39,2	31,6	28,3	42,1	45,9	50,9	43,9	19,8	15,2
	p											
V°	\bar{V}°		-2,0	30,4	46,5	45,4	26,2	8,0	-3,8	-6,8	-3,0	31,9
	$\pm S$		13,7	18,4	20,6	23,8	28,6	28,7	20,8	12,1	5,7	17,4
	p											
X _{0,1mV}			-1,0	3,9	10,2	10,2	2,0	-3,5	-2,5	-1,3	-0,5	2,4
Y			-0,1	3,3	10,8	11,0	5,1	1,0	-0,1	-0,1	0	1,9
Z			-1,6	-4,0	-1,0	3,4	10,2	6,6	1,6	0,2	-0,1	-1,9
sV _{0,1mV/msec}			0,18	0,63	1,02	0,44	1,19	0,77	0,52	0,18		

1. táblázat

Normal esetek csoportja. Az M, a H° és a V° átlagértékei,
a $\pm S$, a p, az XYZ és az sV értékek

		QRS									ST	T _{max}
		5	10	20	30	40	50	60	70	80		
M _{0,1mV}	\bar{M}		1,6	6,2	13,3	17,7	15,3	10,5	5,0	2,0	0,7	2,5
	$\pm S$		0,9	3,7	4,6	4,9	6,8	7,3	5,1	2,6	0,2	1,8
	p		-	-	-	+	+	+	+	-	-	+
H°	\bar{H}°		-116,5	-63,9	-52,4	-56,3	-70,1	-95,3	-124,7	-147,9	159,4	-54,6
	$\pm S$		56,9	40,4	22,5	19,8	26,7	40,0	49,7	51,9	36,4	84,6
	p		+	+	+	+	-	+	+	+	-	+
V°	\bar{V}°	4,5	10,7	30,0	34,5	28,3	17,2	11,3	7,2	4,4	1,7	25,9
	$\pm S$	9,8	24,2	22,3	26,4	31,6	32,9	28,4	21,8	16,7	9,6	19,2
	p		+	-	+	+	-	-	+	+	+	-
X _{0,1mV}			-0,6	2,3	6,6	8,6	4,9	-1,0	-2,8	-1,7	-0,7	1,3
Y			0,2	3,1	7,5	8,4	4,5	2,0	0,6	0,1	0	1,0
Z			1,4	4,8	8,6	13,0	13,7	10,2	4,1	1,0	-0,2	1,8
sV _{0,1mV/msec}			0,16	0,53	0,72	0,49	0,65	0,73	0,65	0,33		

2. táblázat
Antero-septalis infarctus esetek. Az M, a H° és a V° átlagértékei,
a $\pm S$, a p, az XYZ és az sV
értékek

		QRS									ST	T _{max}
		msec	5	10	20	30	40	50	60	70		
M _{0,1mV}	\bar{M}		1,7	4,7	11,7	15,6	14,6	8,7	3,4	1,2	0,7	2,9
	$\pm S$		0,8	2,6	6,4	5,0	4,1	5,5	2,9	1,1	0,7	1,4
	P		-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
H ^o	\bar{H}^o		-160,6	-122,8	-94,0	-84,4	-96,4	-144,0	-163,8	-174,8	149,2	162,0
	$\pm S$		16,1	26,6	23,3	19,8	13,5	47,4	31,6	31,3	21,8	19,5
	P		+	+	+	+	+	-	-	-	+	+
V ^o	\bar{V}^o		1,2	12,6	25,8	15,0	1,8	-8,4	-11,4	-9,0	-1,2	15,0
	$\pm S$		16,5	15,9	18,2	32,6	33,3	26,3	22,2	11,7	3,6	19,5
	P		-	+	+	+	+	-	-	-	-	+
X _{0,1mV}			-1,6	-2,4	-0,7	1,4	-1,6	-6,9	-3,2	-1,1	-0,6	-2,6
Y			0	1,0	5,0	4,0	0,4	-1,2	-0,6	-0,1	0	0,7
Z			0,5	3,8	10,5	14,9	14,5	5,0	0,9	-0,1	-0,3	-0,8
sV _{0,1mV/msec}			0,16	0,35	0,80	0,50	0,47	1,05	0,55	0,23		

3. táblázat

Extensiv anterior infarctus esetek. Az M, a H^o és a V^o átlagértékei, a $\pm S$, a P, az XYZ és az sV értékek.

	msec	QRS									ST	T _{max}
		5	10	20	30	40	50	60	70	80		
M _{0,1mV}	\bar{M}		1,8	4,8	9,8	16,2	17,8	13,0	5,4	1,2	1,6	5,0
	$\pm S$		1,0	2,5	6,3	4,5	3,7	2,3	1,1	0,7	1,1	2,6
	p		-	-	+	-	+	+	+	-	+	-
H ^o	\bar{H}^o		145,0	167,0	169,0	43,0	49,0	64,0	83,0	129,0	107,0	112,0
	$\pm S$		23,3	43,1	84,5	44,2	21,1	25,1	48,8	78,5	64,5	69,6
	p		-	+	+	-	+	+	+	-	-	-
V ^o	\bar{V}^o		-5,0	8,0	27,0	32,0	15,0	2,0	-7,0	-14,0	-3,0	30,0
	$\pm S$		18,1	14,5	15,0	24,6	18,5	14,1	8,7	12,3	15,0	10,3
	p		-	+	+	-	-	-	-	-	-	-
X _{0,1mV}			-1,4	-4,6	-8,5	10,0	11,2	5,6	-0,6	-0,7	-0,4	-1,6
Y			-0,1	0,6	4,4	8,5	4,6	0,4	-0,6	-0,2	0	2,4
Z			-1,0	-1,0	1,6	9,3	12,9	11,6	5,3	0,9	-1,5	-4,0
sV _{0,1mV/msec}			0,17	0,32	0,60	2,04	0,54	0,71	0,81	0,46		

4. táblázat

Antero-lateralis infarctus esetek. Az M, a H^o és a V^o átlagértékei, a $\pm S$, a p, az XYZ és az sV értékek.

		QRS									ST	T _{max}
		msec	5	10	20	30	40	50	60	70		
M _{0,1mV}	\bar{M}		2,1	5,7	11,6	15,4	12,5	8,0	4,0	2,1	0,67	3,3
	$\pm S$		0,9	2,7	5,8	5,7	5,3	4,3	3,0	1,6	0,82	1,9
	P		-	-	+	-	-	-	-	+	-	-
H°	\bar{H}°		140,1	53,5	3,6	-31,2	-64,8	-100,8	-134,0	-161,0	167,0	27,3
	$\pm S$		16,4	46,7	32,1	38,2	39,6	42,7	43,6	35,3	31,3	46,3
	P		+	-	-	-	-	+	-	-	-	-
V°	\bar{V}°	-13,6	-27,8	-23,1	7,8	26,1	30,6	23,0	15,6	7,9	-0,7	1,3
	$\pm S$	10,3	13,9	15,5	23,1	24,0	20,3	18,2	22,9	17,2	10,0	26,1
	P		+	+	+	+	-	+	+	+	+	+
X _{0,1mV}			-1,4	3,1	11,5	11,8	4,6	-1,3	-2,7	-2,0	-0,6	2,9
Y			-1,0	-2,2	1,5	6,8	6,3	3,1	1,0	0,2	0	0
Z			-1,2	-4,2	-0,7	7,1	9,7	7,2	2,8	0,6	-0,1	-1,5
sV _{0,1mV/msec}			0,21	0,36	0,98	0,94	0,76	0,71	0,51	0,24		

5. táblázat
Postero-diaphragmatikus infarctus esetek. Az M, a H° és a V° átlagértékei,
a $\pm S$, a p, az XYZ és az sV értékek.

		QRS									ST	T _{max}
		msec	5	10	20	30	40	50	60	70		
M _{0,1mV}	\bar{M}		1,8	5,4	9,7	13,0	13,0	7,5	4,9	2,3	0,8	5,0
	$\pm S$.	0,7	1,7	4,1	6,1	6,2	4,6	3,3	2,1	0,7	5,2
	p		-	-	+	-	-	-	+	-	-	-
H°	\bar{H}°		153,0	109,5	39,3	20,6	-24,7	-97,5	-148,8	-166,5	174,7	35,6
	$\pm S$		13,2	40,8	25,8	20,2	52,9	55,3	26,2	25,1	15,7	37,3
	p		+	+	+	+	+	-	-	-	-	-
V°	\bar{V}°	-12,0	-22,1	-24,1	-8,25	13,8	31,8	28,5	9,0	-4,8	-6,75	0,38
	$\pm S$	14,0	17,5	15,4	27,7	25,5	19,6	25,3	27,2	25,5	11,9	17,9
	p		+	+	+	+	-	+	-	-	-	+
X _{0,1mV}			-1,5	-1,6	7,4	11,8	10,0	-0,8	-4,1	-2,2	-0,8	4,0
Y			-0,6	-2,2	-1,3	3,1	6,9	3,5	0,7	-0,1	0	0
Z			-0,7	-4,6	-6,1	-4,4	4,6	6,5	2,5	0,5	0	-2,9
sV _{0,1mV/msec}			0,17	0,42	0,91	0,64	0,99	1,17	0,58	0,29		

6. táblázat

Pottero, diaphragmatikus és postero-basalis infarctus esetek. Az M, a H° és a V°
 átlagértékei, a $\pm S$, a p, az XYZ és az sV.

		QRS									ST	T _{max}
		msec	5	10	20	30	40	50	60	70		
M _{0,1mV}	\bar{M}		2,24	6,12	12,29	18,0	16,94	12,47	7,53	2,82	0,88	2,53
	$\pm S$		0,97	3,45	6,56	6,70	8,24	9,49	6,97	3,37	0,97	1,91
	P		-	-	-	-	+	+	+	-	-	+
H°	\bar{H}°		-114,6	-100,5	-60,0	-52,2	-61,5	-76,2	-99,9	-139,8	150,3	75,0
	$\pm S$		70,15	46,2	32,2	15,4	24,3	46,5	59,4	60,7	38,6	85,9
	P		+	+	+	+	+	+	+	-	-	-
V°	\bar{V}°	-20,5	-24,6	-22,2	1,8	23,1	30,0	32,7	24,9	19,2	-3,0	10,2
	$\pm S$	12,37	18,0	20,7	22,1	18,8	19,2	18,2	18,8	21,2	10,9	20,5
	P		+	+	+	+	-	+	+	+	-	+
X _{0,1mV}			-0,8	-1,0	6,1	10,1	7,0	2,5	-1,1	-2,0	-0,7	0,6
Y			-0,9	-2,3	0,3	7,0	8,4	6,7	3,1	0,9	0	0,4
Z			1,8	5,5	10,6	13,0	12,8	10,1	6,7	1,7	-0,4	-2,4
SV _{0,1mV/msec}			0,21	0,39	0,58	1,22	0,32	0,55	0,61	0,55		

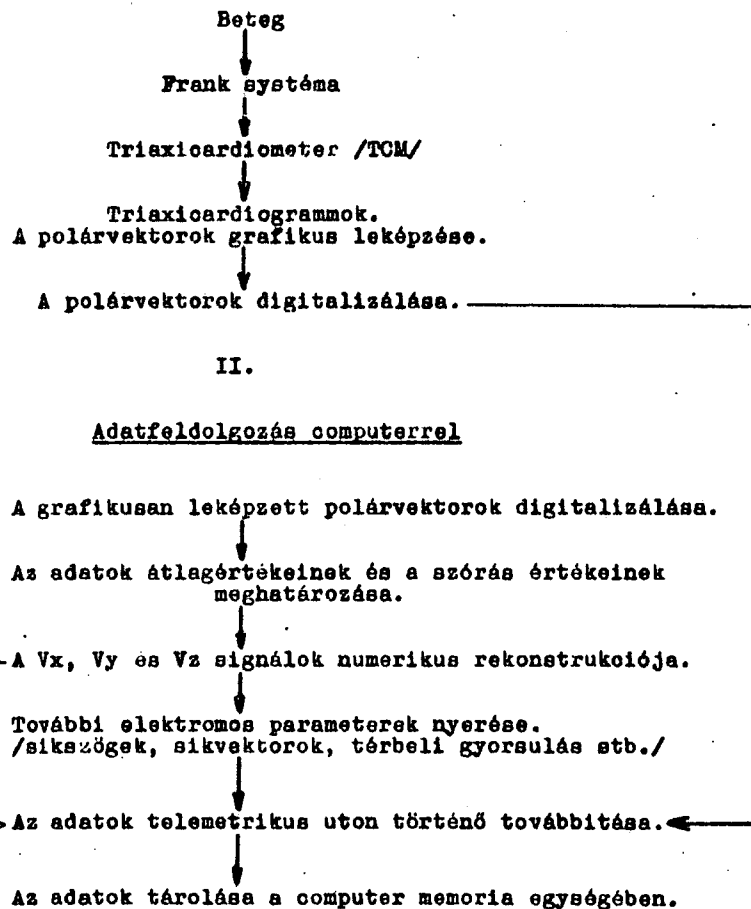
7. táblázat

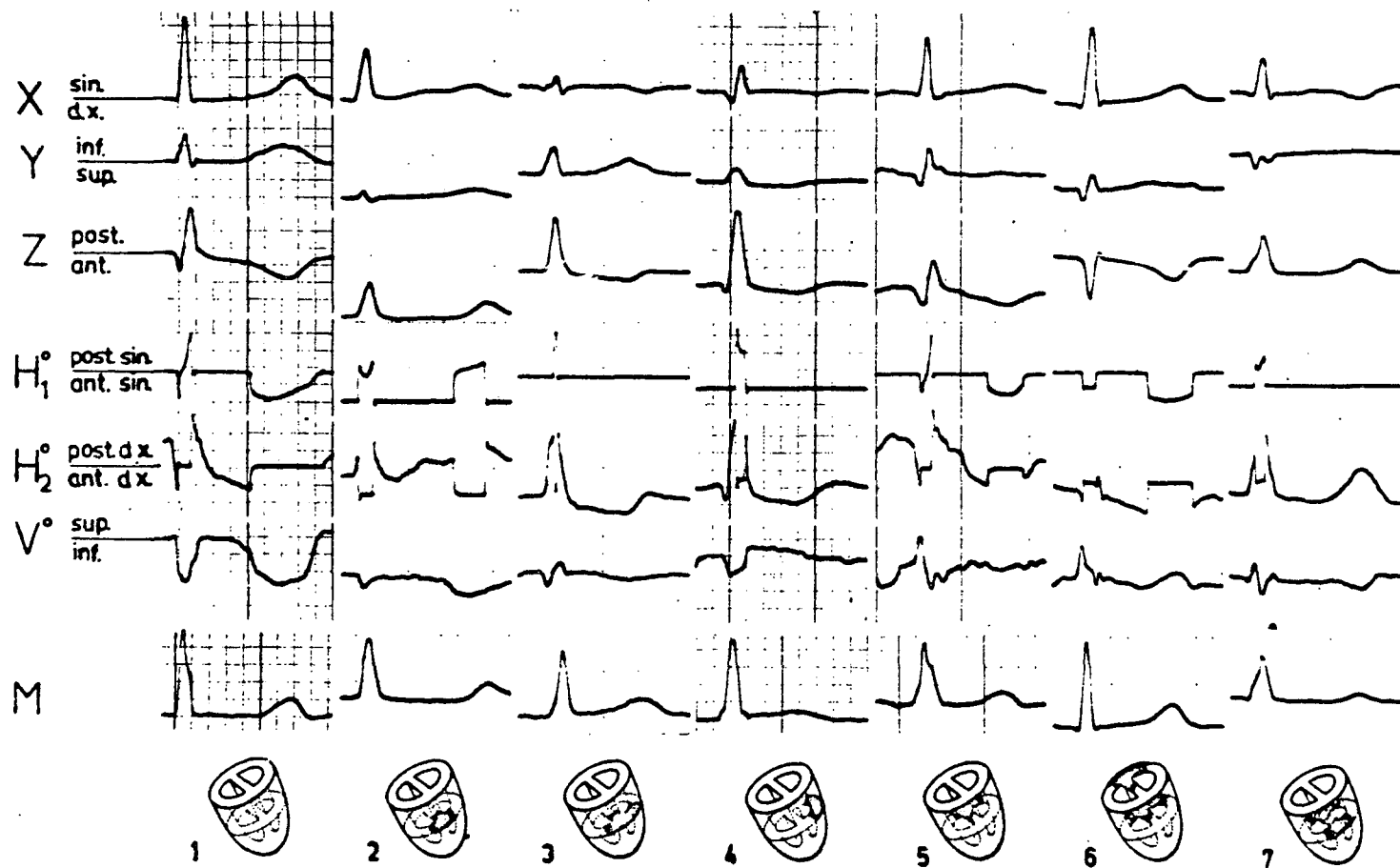
Kettős elektromos lokalizációjú infarctus esetek. Az M, a H° és a V° átlagértékei,
a $\pm S$, a p, az XYZ és az sV értékek.

A TRIAXICARDIOMETER PROGRAM

I.

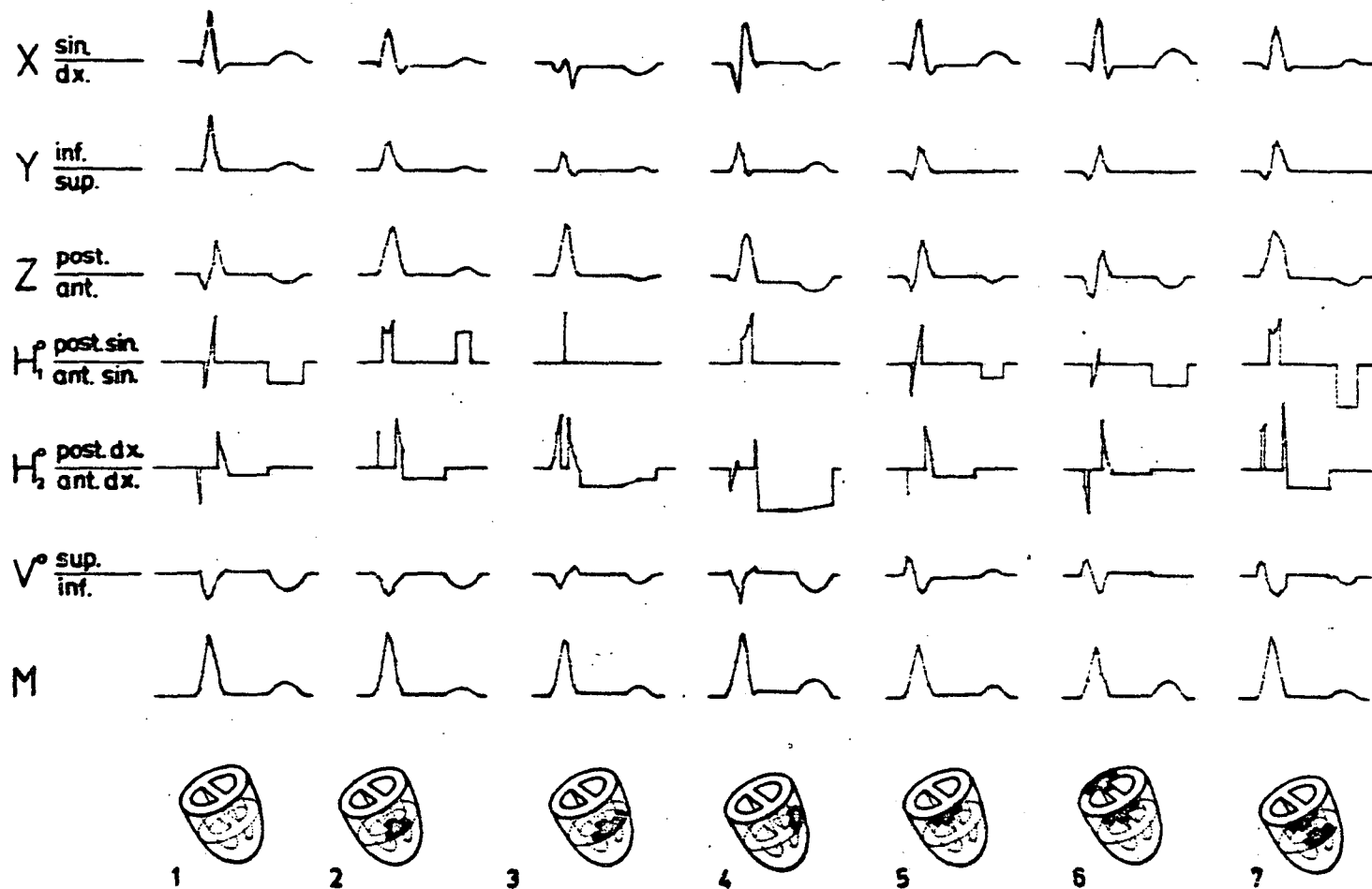
Automatikus mérés cél-computerrel. TCM-el





2. ábra

Normál eset (1), antero-septalis (2), extensív-anterior (3), antero-lateralis (4), postero-diaphragmatikus (5), postero-diaphragmatikus és postero-basalis (6), kettős elektromos lokalizációju (7), myocardialis infarctusok egy-egy illusztratív esete.



3. ábra

Az 1.-7 táblázatok numerikus átlag-adataiból grafikusán rekonstruált Frank-féle X, Y és Z elvezetések és a grafikusán rekonstruált triaxiocardiógrammok.

Dower (17,18) a Frank féle EKG elvezetéseket "bedside recorder" és "playback unit" alkalmazása után analóg computerbe, polarcardiograph-ba táplálja be és grafikusán jeleníti meg a polárvektorokat. Numerikusan olvassa le a max. F, a max. QRS, a typical QRS, az ST és a max. T térbeli nagyságát, azimut és eleváció szögeit.

A TCM program során a Frank féle triaxiális elvezetések V_x , V_y és V_z biopotenciáljait közvetlenül vezetjük be a triaxicardiometerbe és a computer output-ján megjelenő polárvektorokat grafikusán ábrázoljuk. Egy-egy esetet 30 numerikus adattal is jellemezzük, mivel le tudjuk olvasni az iniciális vektoroknak és a QRS komplexus valamennyi 10 msec.-os momentán vektorának, továbbá az ST és a T vektoroknak is a térbeli nagyságát, azimut és eleváció szögeit. A numerikusan jellemzett polárvektorokat computerrel Descartes-koordinátákká alakítjuk át, amidőn az X, Y és a Z elvezetések numerikus adataiból további elektromos paraméterek nyerhetők. (Sík-szögek és síkvektorok, térbeli gyorsulás, stb.) A TCM program tehát találkozik a Pipberger programmal. Vizsgálati eredményeink is messzemenő egyezéseket mutatnak Pipberger vizsgálati eredményeivel mind a normális, mind pedig a különböző lokalizációjú myocardialis infarctus esetekben (19).

Összefoglalás

Kétszázötven myocardialis infarctus és normál esetben triaxicardiometriás módszerrel határoztuk meg a polárvektorokat. A módszer lényege az, hogy a Frank féle elvezetések bioáramaival közvetlenül vezérlünk egy analóg működésű cél-computert, a triaxicardiometert (TCM) és a diagrammokban, u.n. triaxicardiogramokban (TGM) kapjuk meg a polárvektorok térbeli nagyságát (M), az azimut (H°) és az eleváció (V°) szögeit. A TGM-ből a QRS nyolc 10 msec.-os momentán vektorának, az ST vektornak és a T_{max} vektorának adatait olvastuk le. Egy esetet 30 adattal jellemeztünk. Mérési adatainkat ODRA 1204-es computerrel dolgoztuk fel. A myocardialis infarctusokat 6 lokalizációs csoportba soroltuk. Csoportonként átlagot, szórást és szignifikanciát is számítottunk. Az M , a H° és a V° átlagából szögfüggvények felhasználásával numerikusan rekonstruáltuk a Frank féle X, Y és Z elvezetéseket, amelyek birtokában további paraméterek nyerhetők. Ilyen módon határoztuk meg a térbeli gyorsulás (sV) értékeit. Szerzők a computer-vectorcardiographiának általuk kifejlesztett formáját a szív vektorainak automatikus mérésére és a mérési adatok feldolgozására egyaránt alkalmasnak tartják.

I r o d a l o m

1. Massie, E., Walsh, T.J.: Clinical vectorcardiography and electrocardiography. The Year Book Publishers. Inc. 200 East Illinois Street, Chicago, 1960.
2. Antalóczy, Z., Solti, E., Horváth, K.: A triaxicardiometer és a triaxicardiometriás eljárás.
Orvos és Technika 1971. 3. szám.
3. Antalóczy, Z.: Automatische Bestimmung der räumlichen Herzvektoren mit Hilfe eines Triaxicardiometers.
Z. Kreislaufforschung 60:501 (1971).
4. Antalóczy, Z.: Automatic analysis of spatial cardiac vectors by the triaxicardiometer.
Acta Medica Academiae Scientiarum Hungaricae 28:119 (1971)
5. Antalóczy, Z.: A new type analogue computer (triaxicardiometer) for the determination of the spatial vector.
XIIth International "Colloquium Vectorcardiographicum", Brussels, 4-7 August 1971.
6. Antalóczy, Z.: A szív elektromos működésének vizsgálata.
Medicina, Budapest, 1972.
7. Frank, E.: An accurate clinically practical system for spatial vectorcardiography.
Circulation 14:83 (1956)
8. Sayers, B.A.: A spatial magnitude electrocardiograph.
Am. Heart. J. 49:336 (1955)
9. Abildakov, J.A., Hisey, B.A., and W.E. Ingerson: The magnitude and orientation of ventricular excitation vectors in the normal heart and following myocardial infarction.
Am. Heart J. 55:104 (1958)
10. Pipberger, H.V., Frels E., D., Taback, L., and Mason, H.L.: Preparation of electrocardiographic data for analysis by digital electronic computer.
Circulation 21:413 (1960)
11. Pipberger, H.V.: Analysis of electrocardiogram by digital computer.
Methods Inform. Med. 1:68 (1962)

12. Pipberger, H.V., Stallmann, F.W., Yano, K., and Draper, H.W.:
Digital computer analysis of the normal and abnormal electro-
cardiogram.
Progr. Cardiovasc. Dis. 5:378 (1963)
13. Caceres, C.A., Steinberg, C.A., Abraham, S., Carberry, W.J.,
McBride, J.M., Tolles, W.E., Rikli, A.E.: Computer extraction
of electrocardiographic parameters.
Circulation 25:27 (1962)
14. Cooper, J.K., Caceres, C.A.: Transmission of electrocardiograms
to computers.
Militt. Med. 129:457 (1964)
15. Parady, L., Jaffe, J., Chesky, K., Friedberg, C.K., Bonner, R.E.,
Schwetman, H.D., Alexander, D.: Computer analysis of the
electrocardiogram: a joint project.
J. Mt. Sinai Hosp. 24:69 (1967)
16. Gellin, J., Duclmetiere, P., Rochemaure, J., Koechlin, R.:
L'analyse automatique de l'électrocardiogramme.
Bull. Inform. Med. 7:111 (1968)
17. Moore, A.D., Harding, P., Dower, G.E.: The polarcardiograph.
An analogue computer that provides spherical polar coordinates
of the heart vector.
Am. Heart. J. 64:382 (1962)
18. Dower, G.E.: Polarcardiography, Charles C. Thomas, Springfield,
Illinois, 1971.
19. Katsuhiko Yano and Hubert V. Pipberger: Spatial magnitude,
orientation, and velocity of the normal and abnormal QRS
complex.
Circulation 29:107 (1964).

Távközlési Kutató Intézet és Országos Kardiológiai Intézet

Elektrokardiogramok számítógépes értékelésének
néhány eredménye

Bak Judit, Gulyás Ottó, Ghyczy Kálmán és Lamm György

BEVEZETÉS

Az 1971-es évben rendezett kollokviumon beszámoltunk az EKG-körüli diagnosztikai mintaállomás megteremtéséhez szükséges hardware, software valamint orvosi jellegű feladatokról. Rögzítettük a diagnosztikai állomás első kiépítésének tervezetét, célját és szerepét. Így elmondtuk, hogy a mintaállomás első kiépítésében az Országos Kardiológiai Intézet (OKI) ambulanciája és a Távközlési Kutató Intézet (TKI) számítóközpontja között terem meg telefon-vonalas összeköttetést. Így lehetővé válik az EKG jeleknek on-line uton való számítógépbe juttatása, a kísérő adatok (név, életkor, nem, vérnyomás stb.) tárolása, továbbá az OKI és a TKI közötti kommunikáció. (1,5)

Az EKG jelek számítógépes kiértékelése után ugyancsak telefonvonalon keresztül jut el az orvoshoz a leletanyag és a tanuló algoritmusok alkalmazásának eredménye.

Most a mintaállomás már eddig megvalósított eredményeit ismerhetjük. Beszámolunk a telefonvonalas összeköttetés megvalósításáról, s ennek tapasztalatairól (6), továbbá a mintaállomás software feladatait (kísérőadatok fogadása, EKG adatok fogadása, adatelőkészítés, lényegkiemelés, szeparálás) megvalósító központi programrendszeréről (3,4). A berendezés kiépítése lehetővé teszi az off-line uton való EKG kiértékelést is. Egy összefoglalót adunk a TKI-ban kidolgozott lényegkiemelési módszerekről, melyek közül bármelyik beépíthető rendszerbe (2).

A központi programrendszer a CII 10010 gépen működő ALGOL és ASTROL nyelven írt programok egymásba kapcsolódását jelenti, mely teljesen automatikusan működik, de ugyanakkor lehetővé teszi az orvos interaktív beavatkozását a folyamatba.

A diagnosztikai mintaállomás működtetéséhez szükséges software feladatok

Az EKG körüli diagnosztikai mintaállomás első kiépítésének megvalósításához az alábbi software tevékenységeket valósítottuk meg a CII 10010 típusú számítógépen:

a.) Alapsoftware fejlesztése: minden olyan jellegű munka, amely a programozást ALGOL ill. ASTROL nyelven lehetővé teszi. (Compiler fejlesztés, ALGOL és ASTROL programok egymásba láncolása, perifériákat kezelő programok (ezek közül az EKG rendszer szempontjából a legjelentősebb a mágnesszalag működtetését szolgáló programrendszer) javító, másoló, hibakereső, rajzoló és egyéb programok kifejlesztése (2).

b.) Speciális EKG programok kidolgozása: A mintavételezés utáni három-elvezetéses EKG adatokat fogadó, és elvezetésekre bontó program. A már elvezetésekre osztott EKG adatok mágnesszalagra való vitele, a hardware rendszer kiszolgálását megvalósító programrészek, majd az orvossal való kommunikáció megteremtését szolgáló programrészek tartoznak még a speciális EKG programok közé (3,4).

c.) Lényegkiemelő programok: A számítógépbe juttatott EKG jeleket elvezetésenként kódolják a döntést megvalósító programok (tanuló-algoritmusok) részére. Ezeket a kódokat a szív fiziológiai elemzése, a tengelyállás számítása vagy különféle ortogonális sorfejtések felhasználásával nyerhetjük (7,8).

d.) Tanulóalgoritmus programok: EKG görbék osztályozására szolgáló programcsomag.

Az a,b,c,d. pontokban felsorolt feladatok együttes megvalósítását szolgálja a CII-10010-re elkészült EKG mintaállomás software rendszere. Ezen belül megkülönböztetünk

- on-line rendszert: az OKI-ban felvett EKG jelek és a kísérő adatok telefonvonalon keresztül közvetlenül a számítógép gyorsmemóriájába kerülnek, majd innen a mágnesszalagra. A rendszerben szereplő programok egymást automatikusan váltva hajtják végre a kitűzött feladatokat, és az eredményeket ugyancsak telefonvonalon keresztül juttatjuk el az OKI-ba (1,4).

- off-line rendszert: magnetofonon tárolt EKG jelek folyamatos feldolgozását teszi lehetővé. Ez a rendszer elsősorban nagy mennyiségű és megbízható tananyag előállításához szükséges (1,3).

Az on-line és off-line software rendszer ismertetésének csak néhány -a megértéshez szükséges - kérdésére tértünk itt ki, bővebben ld. a (3,4) közleményekben.

Az alábbiakban az on-line rendszer működéséről adunk egy rövid áttekintést, amelynek megértéséhez szükség van az ehhez kapcsolódó HW-rendszer - legalábbis nagy vonalakban való - megismerésére.

Az on-line programrendszer működtetése előtt ellenőrizni kell a mű-
ködtetéshez szükséges HW berendezések állapotát. A mágnesszalagegység-
gen elhelyezzük a megfelelő mágnesszalagot és egy speciális betöltő
programot autochargeurként beviszünk a memóriába. E program a köz-
ponti program-rendszer betöltését végzi el. A központi program az
EKG MINTAÁLLOMÁS 1. PROGRAMRENDSZER
szövegrész kinyomtatásával jelentkezik be.

A rendszer működésének további leírása során feltételezzük, hogy
a vezérlés az OKI-ban elhelyezett konsol-írógépről történik. Ennek
megfelelő állásban van a 21-es írógépen felszerelt háromállású kapcsoló.
Miután a telefonhívás is onnan történt, a Vonalí kapcsoló egység a
TELEFON állásban van.

A következő nyomtatott szöveg a Vonalí kapcsoló egység átállí-
tására vonatkozik:

NYOMJA BE A "KONSOL" JELŰ GOMBOT
A VILLÓDZÁS MEGSZÜNTE UTÁN PEDIG AZ IT-T

A konsol jelű gomb benyomásával teremtjük meg a kísérő adatok fogad-
ásához szükséges feltételeket, és a szinkronizmus létrejötte után az
IT gomb benyomásával a kísérő adatok fogadásának a lehetőségét.

EKG KISÉRŐADATOK szöveg jelenik meg az írógép-protokollon,
majd megtörténhet a

NÉV:

ÉLETKOR:

NEM:

VÉRNYOMÁS:

megfelelő értékeinek begépelése.

A gép, miután szemantikusan ellenőrizte az adatokat, vissza-
írja azokat, és csak akkor tér a következő programra ha IG-t gépe-
lünk az alábbi kérdésre:

AZONOS? /IG,NE/

A következő program bejelentkezése:

ADATFOGADÁS INDUL

Ez a felirat EKG adatok fogadására vonatkozik, és a tényleges
adatfogadás csak akkor lehetséges, ha a vonali kapcsoló egységet EKG
állásba hoztuk. A szinkronizmus létrejötte után az EKG jeleket mege-
lőző négysszögimpulzusok indítják az analóg-digitál átalakítót, majd a
programozott csatorna egy erre a célra kialakított csatolóáramkörén ke-
resztül az adatok átmenetileg a számítógép központi memóriájában, majd
a mágnesszalagon tárolódnak. A következő információ a beérkezett min-

tavételi pontok számára utal, és egyben előírja a további teendőket, pl.:

1921 ADAT ÉRKEZETT NYOMJA BE A "KONSOL" JELŰ GOMBOT
A VILLODZÁS MEGSZŰNTE UTÁN PEDIG AZ IT-T.

A KONSOL jelű gomb benyomásával megszüntetjük a vonali kapcsoló egység előbbi EKG állását, így a további programok futásának eredményei mindkét írógépen láthatók. Az IT-gomb benyomásával indítottuk el a lényegkiemelést végrehajtó programot. Ennek bejelentkezését a

FEX-SP PROGRAM TKI-72/8 szövegrész kinyomtatása jelenti. A program futása során az eredményeken kívül az esetleges hibajelzéseket is kiírja.

A FEX-SP program a három elvezetést egymás után megvizsgálja, majd a kódokat (SP-KOD) egy erre a célra deklarált tömbben helyezi el. A futás befejezése után automatikusan indul a döntést végrehajtó program, felhasználva az előbbi program eredményeit. A döntő program az

SP-CODE ALAPJÁN POLINOMÁLIS DÖNTÉS:

szövegrész kinyomtatásával jelentkezik be, majd ennek eredményeképpen a

VALÓSZINŰLEG POZITIV,

vagy a

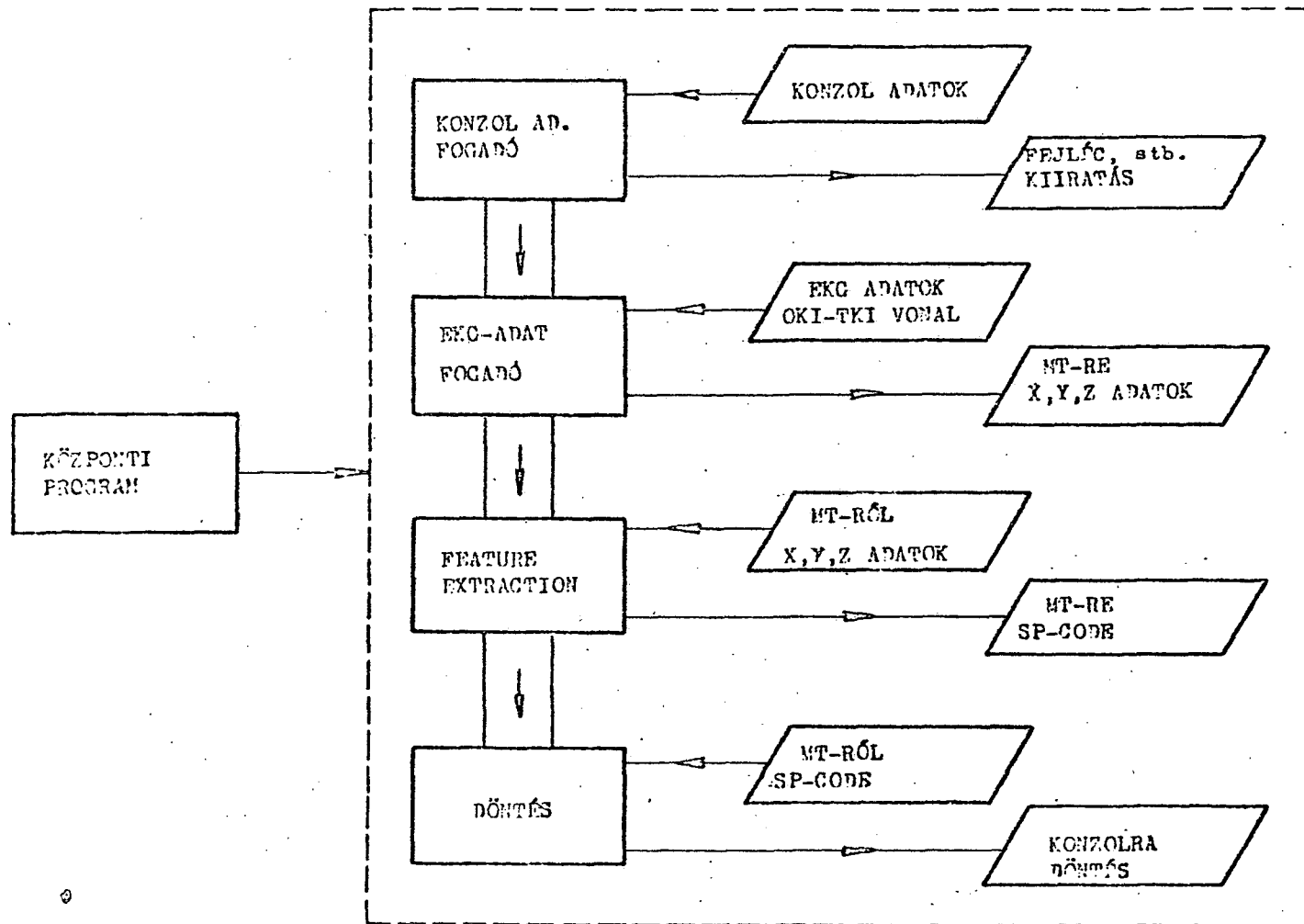
VALÓSZINŰLEG NEGATIV

szövegrész nyomtatódik ki.

Ezután a programrendszer visszatér az EKG KISÉRŐ-ADATOK fogadását megvalósító programrészhez, és egy újabb páciens vizsgálata kezdődhet. Bármilyen más - a fentiekben nem említett - hibajelzés esetén az egész rendszert újra kell indítani.

Az on-line rendszer blokksémája az 1. ábrán látható.

1. ábra
Az EKG rendszer blokkvárája

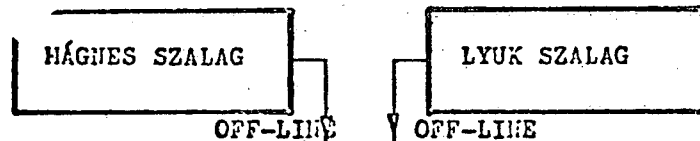


A szívektor-állás alapján történő szeparálás

Ebben az előadásban az EKG rendszer blokksémájából a lényegkiemeléseket megvalósító részt (Feature extraction) emeljük ki (7,8,9). Ennek részletezése látható a 2. ábrán.

A számítógéppel történő EKG analízis egyik alapvető problémája megtalálni azokat a paramétereket, amelyeket a szív elektromos működését nem csak jól írják le, hanem a számítógép algoritmusai számára jól kezelhető formába is hozhatók. Ezek a paraméterek természetesen függenek a klasszifikálandó osztályoktól (betegségektől), az elvezetés típusától, az osztályozást végző algoritmustól, a számítógépes realizálhatóságtól és egyéb más tényezőktől is. Az EKG számítógéppel történő analízisével foglalkozó irodalom egyik legsokoldalubban tárgyalt kérdése a paraméterek meghatározása az ún. lényegkiemelés vagy közismert terminológiával "feature extraction" problémája. A jó paraméterek megtalálása az orvos és matematikus közös munkájának eredménye. Átfogó elmélet hiányában a helyes paraméter megkeresése orvosi tapasztalatokon alapuló és matematikai módszereket felhasználó kísérleti "team" munka.

A beszámoló tárgyát képező lényegkiemelés tipikus példája az ilyen irányú tevékenységnek. A módszer bizonyos értelemben igen speciális (az elvezetés és a vizsgált kategóriák szempontjából), azonban az egyes paraméterek hatásának vizsgálata az osztályozásra és a vizsgált betegség-osztályok szétválasztására kapott kísérleti eredmények nem érdektelenek. A tananyagot a tanuló algoritmushoz az Országos Kardiológiai Intézet szívsebészetének archivumából vettük, és ennek megfelelően az anyaghoz tartozó orvosi diagnózist, tanítást tökéletesnek tekintettük.

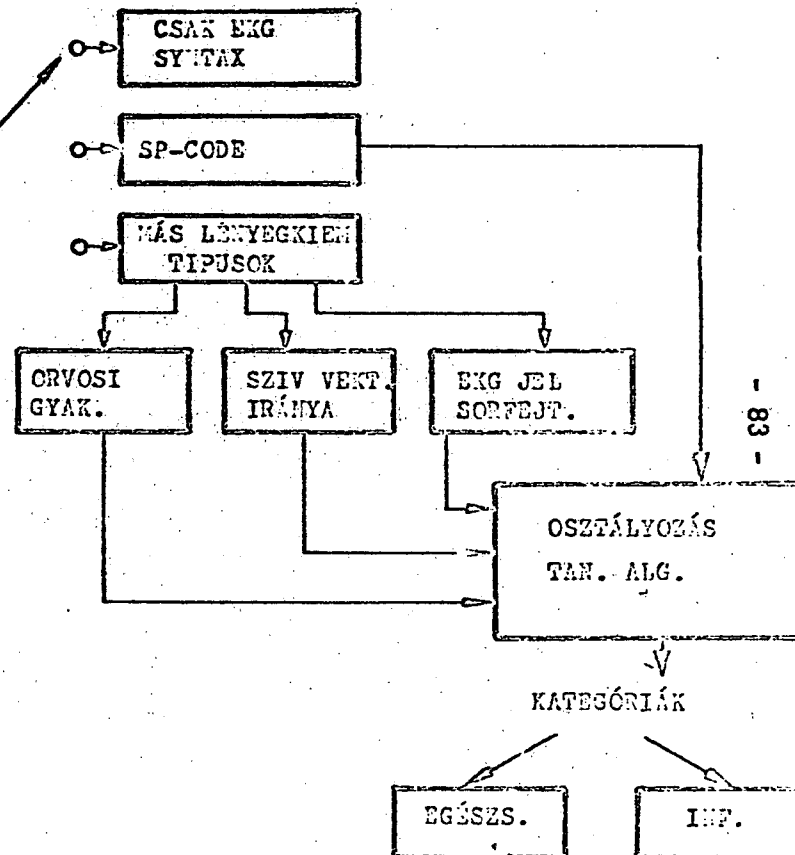
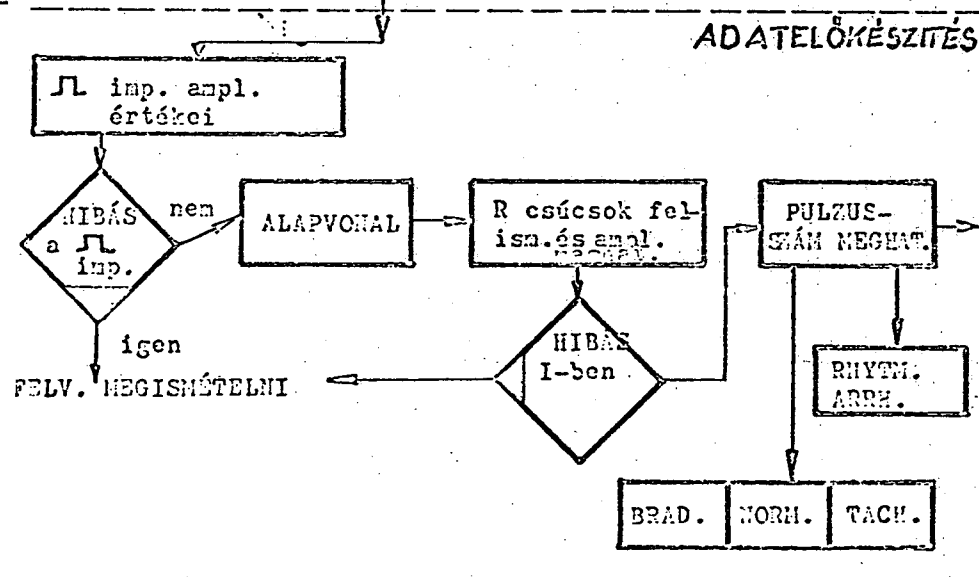


EKG adatok megjelenítése

KÖZPONTI MEMÓRIA ADATHEZŐ
I, II, III
elv. egymásutáni feldolg.

START: FEX
program

2. ábra
Feature extraction



A vizsgálat során az egyes osztályok szeparálására a TKI programkönyvtárából csak az NN (Nearest Neighbour Decision Rule) algoritmust használtuk, ugyanis több kategóriás osztályozásnál ez a legkényelmesebb és az NN program lassúsága és nagy memória igénye az adatok kis száma miatt nem jelentős. Néhány negatív eredményű kísérlet kivételével normalizált paramétereket (azaz az egyes paraméterek helyett a szórásukkal leosztott paramétereket) használtunk. Így beszámolóinkban mindig a "normált NN" algoritmus jelentti a tanuló algoritmust.

Kezdetben a standard I, II, III és a V2, V6 elnevezések elemzésén alapuló Sodi-Pallares-féle vizsgálat megismétlését tűztük ki célul. (lásd 1/V. Fattoruso - O. Ritter, Atlas d'Electrocardiographie, Masson et Cie, 1963, 314-317, illetve 2/C.A. de Landero, G. Luzardo-Ramirez, J. Sauches et D. Sodi-Pallares, Am. H. J. 58, 889, 1959.) Ebben megkísérelték - tapasztalati úton - fejlődési rendellenesség jellemző EKG formáját megtalálni és diagnosztikus támpontként felhasználni.

Az Országos Kardiológiai Intézet szívsebészete archívumának anyagából (1970. I. 1. - 1970. VIII. 1.) kigyűjtöttük 79 egymásutáni és a 6 leggyakoribb kórismével műtetre került különböző korú és nemű páciens adatait. Az adatok kimérése kézi úton, körzővel történt.

A kódrendszer az I, II, III és a V2, V6 elvezetést használja fel. Jelöljük az I, II, III elvezetésben a QRS komplexus és T hullám alatti terület előjeles értékét elvezetésenként rendre x, y, z - vel. (Pontosabban rendre $X_{QRS}, Y_{QRS}, Z_{QRS}, X_T, Y_T, Z_T$ -vel.)

Tekintsük az Einthoven háromszöget és számítsuk ki a vektornak a frontális "háromszög" síkjára való vetületét. Levezethető a geometriai összefüggésekből, hogy

$$\alpha = \pm \arctg \left[\sqrt{3} \frac{y + z}{2x + y - z} \right] \quad (1)$$

ahol az előjel +, ha $y + z > 0$

-, ha $y + z < 0$

A kódrendszer első két tagját jelenti a QRS csoport és a T hullám alatti előjeles területek alapján az I, II, III elvezetésből számított α_{QRS}, α_T térszög.

Ezt egészíti ki a szívvektor horizontális síkra való vetületének meghatározása a V2, V6 elvezetésekben. Legyen a V2, V6 elvezetésekben a T hullám, illetve a QRS komplexus alatti előjeles területe $U_{QRS}, V_{QRS}, U_T, V_T$.

Ekkor,

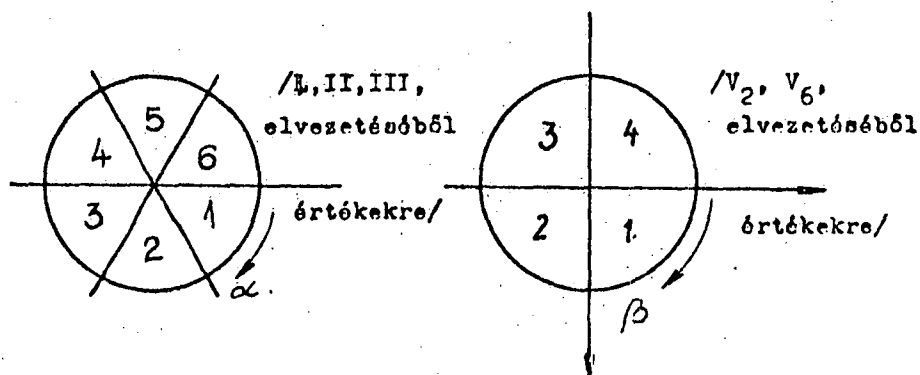
$$\beta = \pm \arctg \frac{U}{v}$$

ahol az előjel +, ha $u > 0$

-, ha $v < 0$

A kódrendszert a β_{QRS} , β_T értékekkel egészítjük ki.

Az α_{QRS} , α_T , β_{QRS} , β_T vektorok kiszámítására készült a "FEX-HS" jelű program. A program a szögértéken kívül - az egyszerűség kedvéért - kiírja a megfelelő térszöget a következők szerint:



/a frontális síkon/

/a horizontális síkon/

3. ábra

A térszögek helyzete

Ha a vektor valamelyik térszög (határoló) elhatároló vonal közelébe esik (8° -on belül), akkor ezt a tényt a program kiírja.

Az első modellben a klasszifikálásra nem alkalmaztunk tanuló algoritmust. Az osztályozás alapjául a hivatkozás szerinti (9) feldolgozás táblázatát használtuk. A táblázat sok száz adat feldolgozása alapján készült.

Az eredmények értékelésénél a következő tapasztalatokat szűrtük le:

1.) Csökkenteni kellett a kategóriák számát, mert nem volt elég esetszám a többiben! A további vizsgálatoknál csak az

Duct. Botelli pers. (1 kategória)

Def.sept. atr. (2 kategória)

Fallot tetralog. (3 kategória)

Sten.o.v.sin. (4 kategória)

kategóriákat vettük figyelembe.

2.) A V2, V6 elvezetésekben is pontos területértéket kell leolvasni és a számított szögértékek helyzetét meg kell vizsgálni abból a szempontból, hogy a határoló síkokhoz milyen közel esik.

3.) Ki kell próbálni a kategorizáláshoz a Sodí-Pallares-féle táblázat alkalmazása helyett a tanuló algoritmusokat.

Ennek alapján célul tűztük ki az előző vizsgálat megismétlését ugyanazon 79 páciens adatából kiválogatott 1,2,3 kategóriájú páciensekre, tanuló algoritmusokkal történő osztályozással, és a tényleges (α_{QRS} , α_T , β_{QRS} , β_T) szögértékek alapján való osztályozásra. (Kezdeben α_p , β_p is szerepelt a kódokban, de a későbbiekben ezeket elhagytuk.)

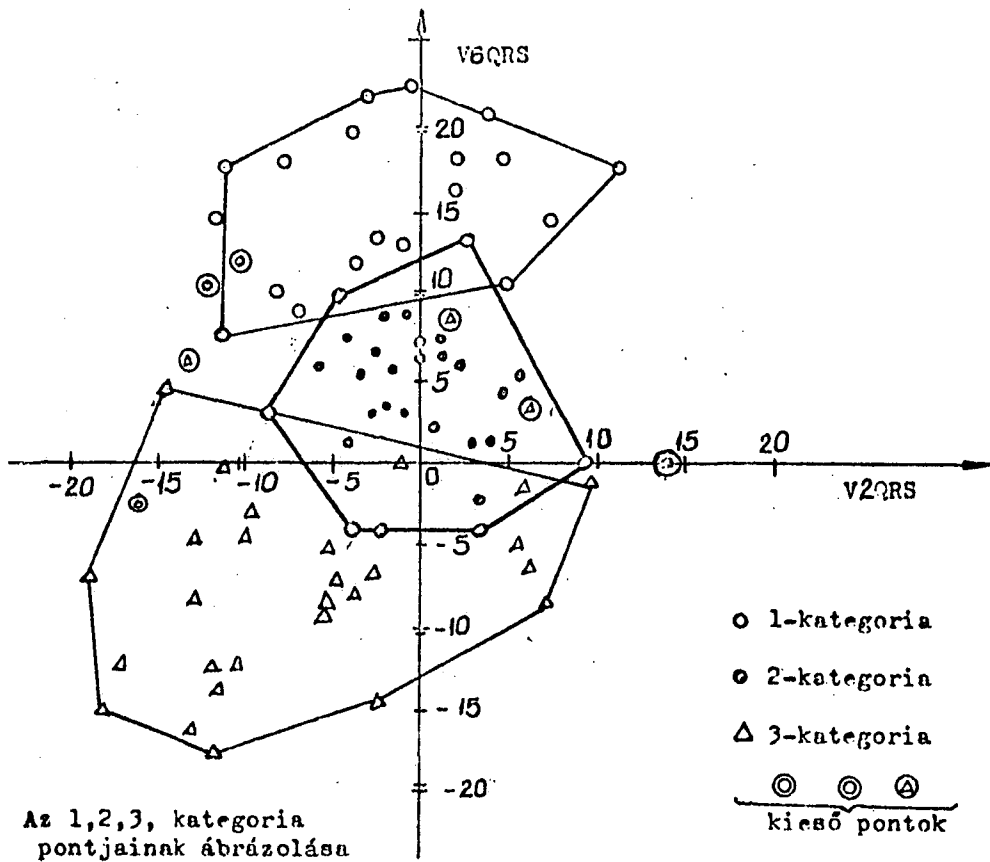
Ezekkel az adatokkal - tanuló algoritmusok felhasználásával kísérleteket végeztünk és a következő tapasztalati eredményeket kaptuk:

a.) A T hullámra vonatkozó koordináták nem játszanak kellő szerepet a döntésekben.

b.) Hasonlóképpen az I, II, III elvezetések nem lényegesek (a kis adatmennyiség miatt inkább zavaróak) a döntéseknél.

c.) A szög-állás helyett jobb a V2, V6 elvezetésekben a horizontális síkon való kétdimenziós sík koordinátáinak felhasználása "feature extraction"-ként.

Ekkor már mint két dimenziós ábra könnyen ábrázolható is a tananyag. (4. ábra)



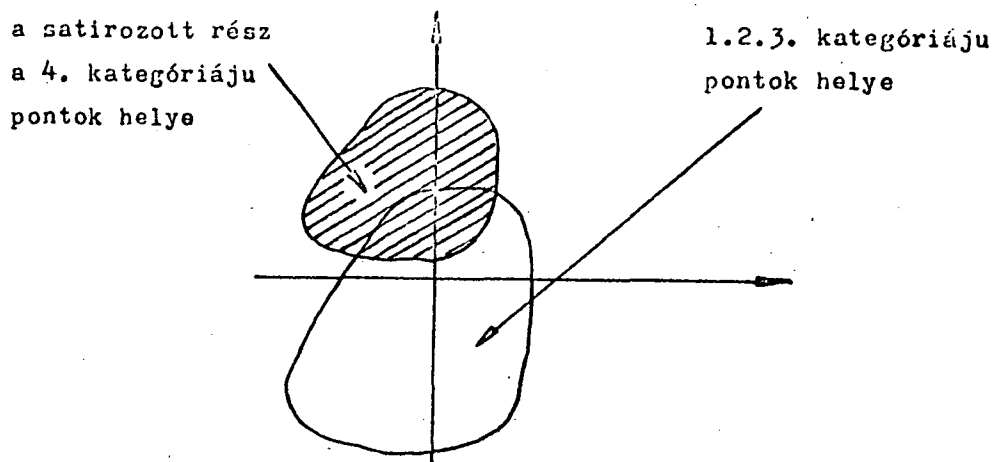
4. ábra

(Ezen az ábrán már több adat anyaga is szerepel.) Az eredeti anyagból kiválogatott páciensek adatai alapján az NN (normált) tanuló algoritmus a következő eredményeket adta:

tananyag nagysága	szétválasztandó kategória	hibák száma	százalékos hiba %
24	1, 2	3	13
30	2, 3	4	14
24	1, 3	6	25
39	1, 2, 3	10	20

Kétdimenziós (V2QRS, V6QRS)
adatokkal történő szeparálás eredményei

A 4. kategóriára vonatkozóan is végeztünk kísérleteket: megállapítottuk, hogy az 1,2,3 kategóriáktól a V2, V6-ból számított QRS alatti előjeles terület alapján nem választható szét kielégítően. Már a síkbeli ábrák alapján is megállapítható, hogy 4. kategóriájú pontok összekeverednek a többiekkel. Sematikusan ez a következőképpen néz ki (5.ábra):



5. ábra

Az 1.2.3. és 4. kategóriájú pontok elhelyezkedése

Az orvosi ismereteknek megfelelő az ábrán látható nagyfokú fedés. Ezért teljesen új tananyagot (ugyanonnan és ugyanugy 1969. évből) a vizsgált négy kategóriára anyagot készítettünk, de az U (V2QRS), V (V6QRS) koordinátákat kiegészítettük a w és z koordinátákkal, amelyek a végtagi EKG elvezetésben a hullám irányát, ill. a hematokrit (tehát egy EKG-n kívüli paraméter) értékeit jelölik. Így módon gyűlt össze:

14 páciens az 1 kategóriából

33 " a 2 "

24 " a 3 "

38 " a 4 "

109

Ennek alapján a következő eredményeket kaptuk:

tananyag nagysága	kategóriák	hiba szám	hiba %
109	1,2,3,4	43	40

Nég, kategóriájú szétválasztás eredményei / 4 kategória

algoritmus szerinti tényl. kategória	1	2	3	4	összesen
1	7	2	0	5	14
2	2	19	0	12	33
3	1	2	19	2	24
4	6	11	0	21	38

A négy kategóriájú döntéshez tartozó hibák eloszlása

tananyag nagysága	kategóriák	hiba szám	hiba %
71	1,2,3	15	21

A három kategóriájú szétválasztás eredményei

algoritmus szerinti tényl. kategória	1	2	3	Összesen
1	10	4	0	14
2	6	25	2	33
3	1	2	21	24

A három kategóriájú döntéshez tartozó hibák eloszlása

A vizsgált kórképek ilyen kevés adat alapján egyébként nem választhatók szét jól. Orvos ezek elkülönítésében nem így járna el, viszont a vizsgálat az orvos számára közvetlenül belátható (és így orvosi szempontból) ellenőrizhető.

Egy iteratív módszer EKG görbék sorfejtésére (8)

A feladat megfogalmazása. Tekintsünk egy $\{A_i(t)\}_{i=1}^N$ $0 \leq t \leq 1$ lineárisan független függvényrendszert.

Keressük az $\{\hat{\alpha}_i(\omega)\}$ együtthatókat, úgy, hogy az $\hat{\alpha}_i = \hat{\alpha}_i(\omega)$ minimalizálja az

$$\int_0^1 \left[\eta(t, \omega) - \sum_{i=1}^N \hat{\alpha}_i A_i(t) \right]^2 Q(dt)$$

kifejezést ahol $\eta(t, \omega)$ az $\eta(t, \cdot)$ sztochasztikus folyamat egy realizációja (speciálisan az EKG regisztrátum egy periódusa).

A feladat megoldása a Q eloszlásfüggvény több speciális esetében is ismert, azonban ezekben az esetekben nagy dimenziójú mátrixokkal való műveletek (inverzió, szorzás) és nagyszámú integrál (N^2) kiszámítása jelent numerikus nehézséget a konkrét számításnál.

Az EKG regisztrátumhoz rendelt vektor - a lényegkiemelés - az $\{\hat{\alpha}_1(\omega), \hat{\alpha}_2(\omega), \dots, \hat{\alpha}_n(\omega)\}$ regressziós együtthatókból álló vektor. Ha az $A_i(t)$ függvények egy-egy kategória-csoport (betegség-csoport) reprezentatív EKG görbéit jelentik, akkor az $A_i(t)$ -hez tartozó

$$\{\alpha_1^{(i)}, \dots, \alpha_n^{(i)}\} \quad i = 1, 2, \dots, N \text{ az egyes csoportok}$$

"cluster középpontjait" szemléltetik. Speciálisan, ha az $\{A_i(t)\}$ függvények ortonormáltak, akkor a cluster középpontok az egység kocka csúcspontjai. Ez az egység kocka csúcsaiba való leképezés elérhető úgy is, hogy képezzük az $\{A_i(t)\}$ rendszerrel azt a reprodukáló magu Hilbert teret, melynek az $\{A_i(t)\}$ függvények ortonormált bázisát képezik. (Ld. pl. Parzen, Aronszajn)

Megjegyezzük, hogy pl. diszkrét idő esetében a magfüggvény

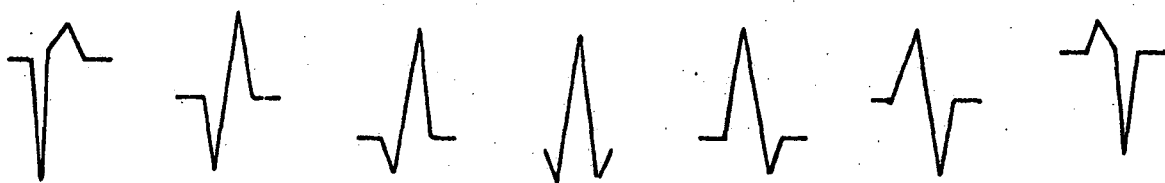
$$K(s, t) = \sum_{i=1}^N A_i(t) A_i(s) \text{ és a skalárszorzat}$$

$$(f, g) = \sum_i \sum_j f(t_i) K^{-1}(t_i, s_j) g(t_j) \text{ kifejezésekkel adható meg,}$$

ahol

K^{-1} a $K(t_1, S_1)$ mátrix inverzét jelöli.

(Egy lehetséges $A(t)$ függvényrendszert adunk meg a 6. ábrán. Ezt a rendszert Gelfand akadémikus és Guberman matematikus állították össze szovjet kardiológusokkal végzett vizsgálatok alapján.)



6. ábra

QRS komplexus típusok EKG sorfejtéséhez I, III elvezetés

Iteratív algoritmus a sorfejtésre

Az algoritmus a potenciálfüggvényes algoritmusok elméletén alapszik. Itt az Ajzerman-Braverman-Rozonoer munkáiban tárgyalt eredeti algoritmust alkalmazzuk.

Tételezzük fel tehát, hogy az $\eta(t, \omega)$ folyamat olyan, hogy a folyamat realizációi

$$\eta(t, \omega) = \sum_{k=1}^{\infty} \alpha_k(\omega) A_k(t)$$

alakban írhatók egy valószínűséggel, (a sor pontonkénti konvergenciáját vizsgáljuk.)

Válasszunk egy $\{t_i\}$ pontsorozatot a $[0, 1]$ intervallumból, úgy, hogy a $\{t_i\}$ sorozat teljesen független valószínűségi változó sorozat és minden i -re a t_i eloszlása Q legyen.

Képezzük a következő algoritmust:

$$\alpha_i^{(0)} = 0$$

$$\alpha_i^{(n+1)} = \alpha_i^{(n)} + \left[\eta(t_{n+1}) - \eta^{(n)}(t_{n+1}) \right] A_i(t_{n+1})$$

ahol

$$\eta^{(n)}(t, \omega) = \sum_{i=1}^{\infty} \alpha_i^{(n)} A_i(t)$$

Ekkor igaz az, hogy

$$\sum_{i=1}^{\infty} \left[\alpha_i(\omega) - \alpha_i^{(n)}(\omega) \right]^2 \rightarrow 0, \text{ ha } n \rightarrow \infty$$

egy valószínűséggel.

I r o d a l o m

- (1) Balogh Barna - B. Nagy András - Csánki Ferenc - Pintér Henrik - Ungvári László: Az OKI-TKI által létrehozott EKG körüli diagnosztikai állomás hardware rendszere és funkcionális vizsgálata. TKI tanulmány az OMFB részére, 1972.
- (2) Bak Miklósné - Dévai Ferenc - Ghyczy Kálmán - Gulyás Ottó - Kobzos László - Somlai József: Az EKG mintaállomás software rendszere. TKI tanulmány az OMFB részére, 1972.
- (3) Dévai Ferenc: Programrendszer EKG adatok off-line feldolgozásához (Megjelenés alatt a TKI Közleményekben)
- (4) Kobzos László, Somlai József: Programrendszer EKG adatok on-line feldolgozásához (Megjelenés alatt a TKI Közleményekben)
- (5) Bak Miklósné - Kobzos László - Gulyás Ottó: EKG görbék automatikus kiértékelése és szeparálása tanuló algoritmusok felhasználása, 1971-es évi Szegedi Kollokvium
- (6) Battistig György - B. Nagy András - Rét András - Ungvári László: Elektrokardiogramok számítógépes feldolgozásának rendszertechnikai és hardware kérdései, 1972-es évi Szegedi Kollokvium.
- (7) Bak Judit: Feature extraction of electrocardiograms using a mini-computer, Paper for CISM, UDINE 1972.
- (8) Gulyás Ottó: An iterative method for the estimation of regression coefficients. Paper for CISM, UDINE 1972.

- (9) dr. Ghyczy Kálmán - Bak Miklósné - Gulyás Ottó:
Egy, a vektorálás alapján történő klasszifikálás az EKG-ban
(esettanulmány), 1972.

Távközlési Kutató Intézet, Budapest

Berendezés bioelektromos jelnek telefonvonalon keresztül történő
számítógépbe viteléhez

Balogh Barna, B. Nagy András, Csánki Ferenc, Révai Sándor, Szebeni János és
Ungvári László

1. Bevezetés

Az EKG a szív vizsgálatának egyik fontos módszere, és része csaknem minden belorvosi-, szűrő- és alkalmassági vizsgálatnak. A módszer lehetőségei még távolról sincsenek kimerítve, mert ma még elsősorban szubjektív módon értékelik. Pedig gépi módszer lévén, a kvantitatív mérés lehetőségeit kínálja.

A Távközlési Kutató Intézet 1970 óta foglalkozik az EKG-k számítógépes feldolgozásának kérdésével. E téma szorosan illeszkedik az Intézetünk tanuló-felismerő rendszerekkel kapcsolatos elméleti eredményeihez (1,2), amelyek egyik első alkalmazásául az EKG-k automatikus kiértékelését választottuk.

A kitűzött feladat megoldása összehangolt orvosi, matematikusi és mérnöki tevékenységet igényel. Ezért a fejlesztés során szorosan együttműködtünk az Országos Kardiológiai Intézet (OKI) kutató orvosaival és az Intézet tanuló-felismerő software rendszereit kifejlesztő matematikusaival.

Elektrokardiogramok számítógépes feldolgozása kapcsán végzett berendezés-fejlesztési munkáinkat a következőkben foglalhatjuk össze:

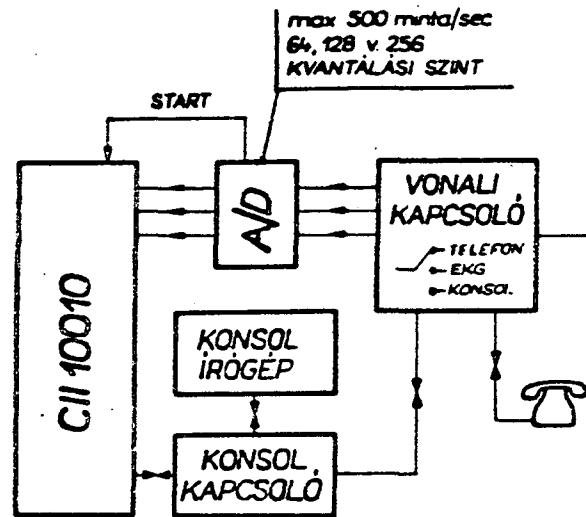
- Megépítettük és kipróbáltuk a BNB 7002 típusu mágneses jelrögzítő berendezést, amely a SIEMENS gyártmányu CARDIOMAT típusu EKG berendezéshez illesztve, a felvételeket egy csatornán, magnetofonszalagon tárolta.

- Megterveztük, és az 1970-es év folyamán kiviteleztek a BNB 7004 típusu mágneses jelrögzítő berendezést, amely a BNB 7002-n szerzett tapasztalatok felhasználásával készült, automatikus időzítéssel, páciens-azonosítási lehetőséggel rendelkező és tartalmazta mindazokat az erősítőket, amelyek az EKG elektródákról jövő bioelektromos jelek megfelelő szintre történő erősítéséhez szükségesek. A beren-

EKG DIAGNOSZTIKAI MINTAÁLLOMÁS RENDSZERE

TÁVKÖZLÉSI KUTATÓ INTÉZET

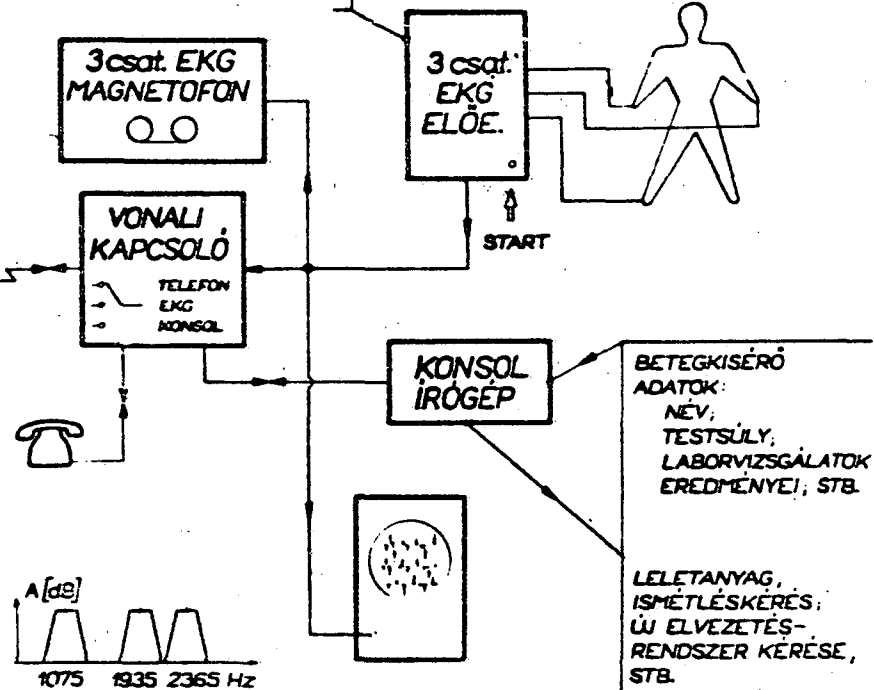
ORSZÁGOS KARDIOLÓGIAI INTÉZET



SOFTWARE:

OPERÁCIÓS RENDSZER,
ADATFOGADÁS ÉS KORREKCIÓ,
EKG-ANYAG RENDEZÉSE,
JELLEMZŐ PONTOK
AUTOMATIKUS KIKERESÉSE,
SZEPARÁLÁS BETEGSÉG-
OSZTÁLYOKRA,
LELETANYAG ÍRÁSA

AUTOM. HITELESÍTÉS
10 SEC. FELVÉTEL
AUTOM. SZINTELLENŐRZÉS



3 CSAT ANALÓG
FM TECHNIKA

1. ábra

frekvencia nagysága és a kvantálási szintek elegendően nagy száma biztosítsa, hogy az EKG jelek a bejátszás során ne szenvedjenek számottevő információvesztést.

A megvalósított EKG diagnosztikai állomás tömb-vázlatát az 1. ábra mutatja.

A TKI-ban működő CII 10010 számítógép köré kiépített számítóközpont a VONALI KAPCSOLÓ EGYSÉG (VKE) segítségével érintkezik a postai kapcsolt telefonhálózaton keresztül az OKI orvosdiagnosztikai mintaállomással. A VKE-n egyrészt beállítható, hogy a telefonvonalról jövő információ a számítóközponton belül melyik egység bemenetére kerüljön további feldolgozás végett, másrészt tartalmazza mindazokat az áramköröket, amelyek segítségével a TKI és OKI VKE-ének szinkronizmusa helyreállítható.

A VKE-nek három állása van, amelyek manuálisan változtathatók:

- TELEFON állás: a berendezés azon állapota, amelybe a hálózati tápfeszültség kimaradása vagy a VKE kikapcsolt állapota esetén automatikusan beáll. Ekkor az OKI-TKI között a szokásos telefonforgalom bonyolítható. Ezzel a kapcsolóval lehet bármely időpontban telefonüzemmódra való áttérést kezdeményezni.

- EKG FELVÉTEL állásban a telefonvonalról bekerülő FM jelkomplexum az FM DEMODULÁTOR bemenetére jut, amiben szétválasztásra és demodulálásra kerül a 3 EKG csatorna jele.

A demodulált jelek oszcilloszkópon vizuálisan megfigyelhetők.

- KONSOL állásban a VKE az OKI-ban lévő konzol-írógépet modem egységen keresztül összeköti a TKI ASR-33 típusú írógépével. Ebben az üzemmódban egyrészt lehetőség van arra, hogy a számítógép a betegazonosító- és betegkísérő adatok begyűjtésére dialógust folytasson az orvossal, másrészt az orvos utasításokkal vezérelheti a számítógépet különféle adatok megoldására.

A TKI számítóközpontban vett és demodulált EKG jelek vizuális megfigyelés mellett a MINTAVÉTELEZŐ és KVANTÁLÓ egységbe (MV és KV) kerülnek. A készülék a beállított mintavételezési frekvenciával és kvantálási szintszámmal az EKG jeleket időben párhuzamosan, 3 csatornán digitalizálja és a CII 10010 programozott csatornáján keresztül a memóriába juttatja. Az OKI-ból érkező szöveges információk (betegkísérő adatok) a KONSOL VEZÉRLÉS (KV) egységbe kerülnek. A KV-en a bejövő információk a következő irányokba továbbíthatók:

- a VKE KONSOL állásában a bejövő konzol-információk vagy az ASR-33 bemenetére jutnak (ahol kinyomtatásra kerülnek),

- vagy a KV átkapcsolásával közvetlenül a számítógépbe jutnak.

A KONSOL VEZÉRLÉS alapállapotban biztosítja a CII 10010 és az ASR-33 konzolirógép szokásos adatforgalmát.

Az OKI-ban a telefonvonalhoz szintén VONALI KAPCSOLÓ EGYSÉG csatlakozik. Az egység három lehetséges állapota a következő:

- TELEFON állás (ez itt is a berendezés alapállapota) az OKI-TKI közötti telefonkapcsolat kiépítésére,
- EKG FELVÉTEL állás szolgál az EKG FELVEVŐ egységből jövő EKG információk továbbítására,
- végül KONSOL állásban lehetővé válik szöveges információk kétirányú átvitele.

Az OKI-ban működő EKG FELVEVŐ berendezés tartalmazza mindazokat az előerősítőket, időzítő- és vezérlő-áramköröket, amelyek a háromelvezetéses EKG felvételek elkészítéséhez szükségesek, és tartalmazza azokat a szint-figyelő áramköröket is, amelyek a felvételek minőségileg tulajdonságait érzékelve bizonyos előprocesszálást biztosítanak.

Az EKG FELVEVŐ berendezés mellett az orvosi gyakorlatban bevált és megszokott oszcilloszkópos megfigyelés és papír-regisztrálás is biztosított.

A telefonsávban célszerűen kiosztott, három eltolt vívóhullámu FM sáv gondoskodik a három EKG elvezetés zavarmentes átviteléről. Ugyanakkor a rendszer felszinkronozásához nélkülözhetetlen pilotjelek a két állomás között FSK technikával, impulzusszélesség-moduláció segítségével haladnak.

3. A mintaállomás Üzemeltetése

Képzeliük magunkat a kihelyezett állomás felvételi szobájába, és próbáljuk meg végiggondolni, hogyan is történik az adatfelvétel és adatforgalom lebonyolítása. Ehhez segítséget nyújtunk a 2. ábrán mellékelt írógép-protokollal, amelyet az on-line kapcsolat során az OKI-ban felállított ASR-33 típusú írógép készített.

Hangsúlyozni kell, hogy ez a protokoll nem végleges. Az on-line programrendszer rugalmas felépítettsége biztosítja, hogy hosszabb üzemeltetés után a felgyülemlett orvosi, software és hardware tapasztalatoknak megfelelően alakítsuk ki az EKG diagnosztikai rendszerhez legjobban igazodó adatstruktúrát. Amikor az elkövetkezőkben végigvesszük a protokoll egyes sorait, gondoljunk arra, hogy ez a forma a rendszer bemérését szolgálta. Az EKG kísérő adatok értékeit a képzelet szülte, a vizsgált EKG elektromos jelet pedig szimulátor-áramkör

szolgáltatta. Az on-line kapcsolat kiépítése a két állomás közötti telefonkapcsolat létrehozásával kezdődik, oly módon, hogy valamelyik állomás az ellenállomás telefonszámát tárcsázza a hagyományos módon. A kapcsolat létrejötte után beszélgetés útján meg kell állapodni a további teendőkben. Ha a számítógép az adatok fogadására felkészült, valamint a kihelyezett állomáson is felkészültek a betegek vizsgálatára, kezdődhet a rutinszerű vizsgálatsorozat, amely a következőképpen zajlik le.

A vizsgált betegre a megszokott módon felhelyezik az elektródákat, és az EKG előerősítőn beállítják mindhárom csatornán a megfelelő erősítésértékeket. Ez idő alatt lehetőség nyílik a beteg kíséradatának továbbítására a számítógép felé. Ennek érdekében a vezérlőegységen lévő nyomógombok segítségével KONSOL szinkron üzemmódot kell létrehozni. A felszinkronizálás általában néhány másodperc alatt lezajlik, s ezt követően a számítóközpontban aktivizálódik a teljes EKG rendszert irányító operációs programrendszer. A számítógép első lépésként bejelentkezik a kihelyezett állomáson, kéri a betegre vonatkozó EKG kísérő adatokat (7). Minden adatkérés kettősponttal zárul. A választ előírt formátumban kell megadni. A vérnyomás értékének megadása után a számítógép összehasonlítás céljából visszairja a kísérő adatokat. Ha az adatok nem egyeznek, a számítógép automatikusan újra kéri a betegkísérő adatokat. Azonosság esetén a számítógép adatfogadásra áll át. Ezt az "ADATFOGADÁS INDUL" kijelentés jelzi. Az EKG jelátvitel érdekében most EKG szinkron állapotot kell létrehozni a vonali kapcsoló egységen, majd a már vizsgálatra felkészített betegről az EKG előerősítőn lévő START nyomógomb megnyomásával indítható a felvételi ciklus. A számítógép-oldalon elhelyezett vonali kapcsoló egység felismeri az EKG felvétel elején lévő hitelesítő négyszögimpulzusokat, automatikusan indítja a digitalizálót, és ezen keresztül a számítógépet. Ha a bevitel befejeződött, a számítógép azonnal elkezd a kiértékelést. Az EKG kapcsolatra már nincs szükség, újból KONSOL kapcsolatra kell átszinkronizálni a kapcsoló egységeket.

A számítógépben aktiválódik a FEX-SP PROGRAM TKI-72-8 nevű programcsomag, amely a telefonvonalon átjutott és digitalizált EKG jelek feldolgozását végzi. Először az első elvezetés jelét vizsgálja meg. Megszámolja és kiírja a bejuttatott (digitalizált) adatszámot. Megkeresi az EKG felvételek elején lévő hitelesítő négyszögimpulzusokat, megméri azok amplitudóját, és annak értékét kvantálási számértékben kiírja.

A feldolgozás következő lépései a 2. ábrából jól követhetők: a program megméri a pulzusszámot, minősíti azt, ellenőrzi az alaponvonal helyzetét, kiírja a bejött periódusok számát és az R csúcsok memórián belüli címét. Ezután az 1 mV-os hitelesítő négyszögimpulzusok amplitudójához hasonlítja a bejött EKG jelek R hullámain, és az eredményt mV-ban kigépel.

EMG KISE'RODATOK

+6225E+00
+6226E+00
+6483E+00
+6338E+00

NE'V :KOVA'CS DE'NES
E'LETKOR 188
NEM 1F
VE' RNYOMA'S 1860/090

EMG SYNTAX 1=VEZ.ADATSZ. 8=SP-CODE
8
PERIODUS SZAMA TOL-IG:
82

NE'V :KOVA'CS DE'NES
E'LETKOR 188
NEM 1F
VE' RNYOMA'S 1860/090

AZ(NOS ? (IG, NE)) : NE

ELVEZETES TIPUSA: 8
HITELESITOJEL: 63

EMG KISE'RODATOK

ALAPVONAL OK.

NE'V :KOVA'CS DE'NES
E'LETKOR 188
NEM 1F
VE' RNYOMA'S 1160/090

R AMPLITUDON (MV):
+6047E+00

ELVEZETES TIPUSA: 3
HITELESITOJEL: 61

NE'V :KOVA'CS DE'NES
E'LETKOR 188
NEM 1F
VE' RNYOMA'S 1160/090

ALAPVONAL OK.

R AMPLITUDON (MV):
+6508E+00

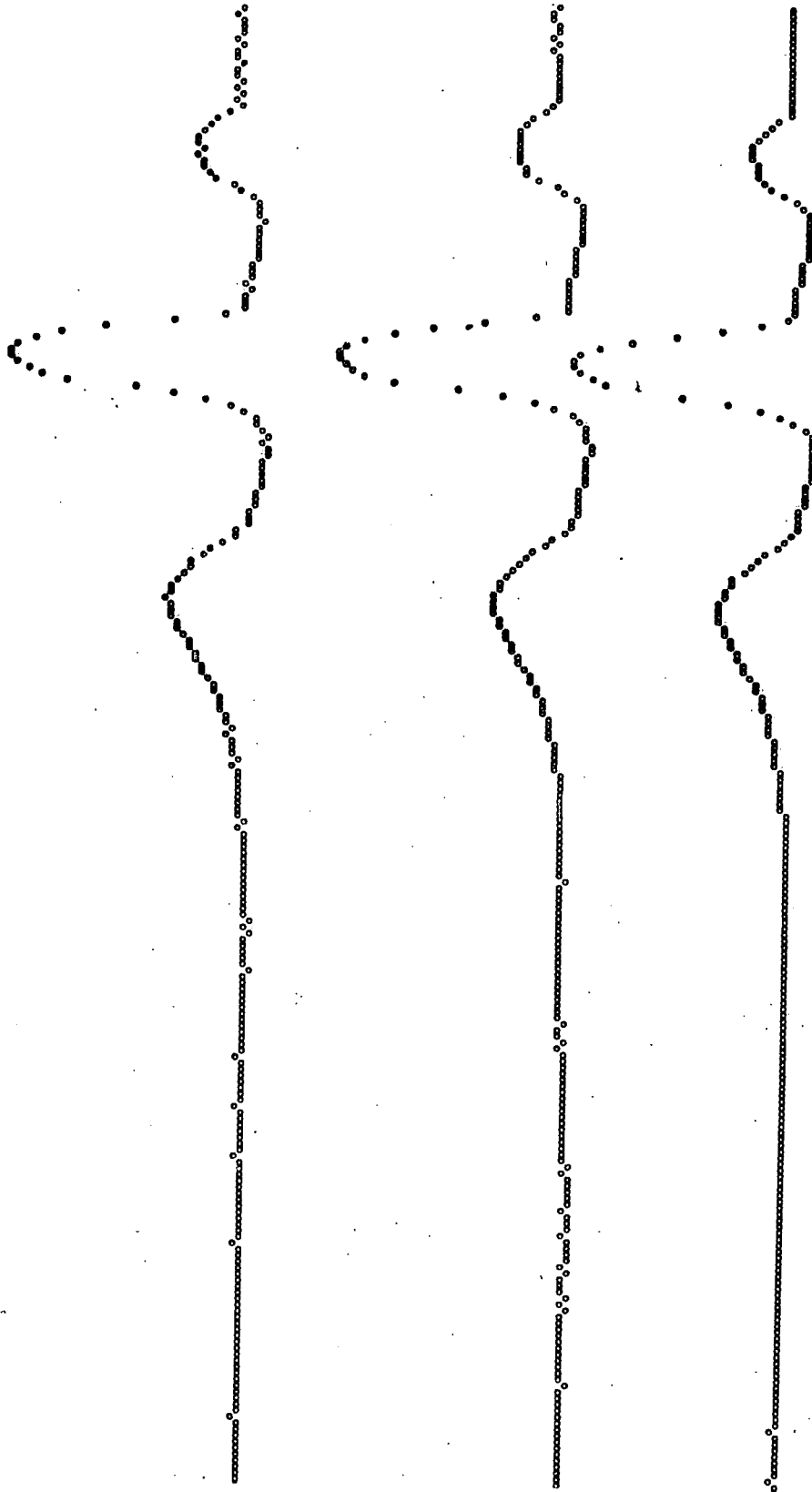
AZ(NOS ? (IG, NE)) : IG

ADATFOGADAS INDUL

PEX-SP PROGRAM TKI-72/8

ELVEZETES TIPUSA: 1
ADATSZAM: 1935
HITELESITOJEL: 68

PULZUSSZAM: 57 BRADYCARDIA
RHYTHMUSOS
ALAPVONAL OK.
PERIODUSSZAM: 4



Az EKG felvételek feldolgozásának folyamata ezután az OKI-ban lévő konzol-i.ógépről vezérelhető. Attól függően, hogy a 0 vagy 1-es, illetőleg 2-es számot gépelik le, a második és harmadik elvezetésen szintaktikus ellenőrzést végez (alapvonal vizsgálata, hitelesítőjel mérése; R-hullám, pulzus, ritmus számítása), vagy olyan adat-szalagot szolgáltat, amely vezérlőadatokat tartalmaz a későbbi tanuló-felismerő algoritmus szerinti feldolgozáshoz, illetve a Specht-kódot* készíti el. A kód elkészítése előtt lehetőség nyílik arra, hogy meghatározzuk, mely periódusokat, illetve QRS komplexumokat akarjuk vizsgáltatni.

Ezután a számítógép a kilrt vizsgálati módszer szerint a második és harmadik elvezetés jelét automatikusan feldolgozza.

Az első beteg megvizsgálása után természetesen nem szükséges újra telefonkapcsolatot létesíteni. A számítógép ugyanis az utolsó ki-számított adat továbbítása után a program elejére ugrik, kéri a következő beteg kísérő adatait, és így a vizsgálat ciklikussá válik.

A 3. ábrán bemutatjuk a vizsgált műszív-áramkör számítógép-memóriában tárolt digitalizált képét, rajzgépes ábrázolás formájában.

*Megjegyzés: A Specht-kód a QRS komplexumot kódolja át 15 adatra, oly módon, hogy a Q hullám kezdetétől 5 msec időközönként 15 db mintát vesz elvezetésenként.

I r o d a l o m

- 1) Tanuló-felismerő algoritmusok I-II-III.
TKI Intézeti tanulmány-sorozat, 1969-70-71.
- 2) Dr. Ghyczy Kálmán - Dr. Lamm György - Bak Miklósné - Gulyás Ottó - B. Nagy András - Rét András - Ungvári László:
Kardiológiai információk automatikus feldolgozásának rendszere.
Megjelenés alatt, orosz nyelven a "Kibernetika a biológiában és medicinában" sorozatban. Moszkva, 1972.
- 3) Battistig György - B. Nagy András - Rét András - Ungvári László:
Elektrokardiogramok számítógépes feldolgozásának rendszertechnikai és hardware kérdései.
Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és biológiában. Kollokvium, Szeged, 1971. december.
- 4.) R. N. Watts:
Some Design Consideration for Narrow-Band Medical Telemetry over the Switched Message Network
IEEE Trans. COM-19. No. 3. June 1971.
- 5) I. L. Crouch - I. R. Faulkner - O. Loosme - L. R. Putnam:
Electrocardiograms by Telephone
Bell Laboratories Record, 1966. No. 2. p. 42-48.
- 6) CCITT. COM. Sp. A-No 128-E
- 7) Kobzos László - Somlai József - Dévai Ferenc:
Programrendszer EKG adatok on-line feldolgozásához
TKI közlemények (megjelenés alatt)

Műszeripari Kutató Intézet

Mágnesszalagos analóg jelrögzítő és alkalmazási lehetőségei
az orvostudományban

Bártfai Emil

A mágnesszalagos analóg jelrögzítő potenciálisan mindazon helyen felhasználható, ahol a jelenség időbeli lefolyása villamos feszültség (áram) alakjában nyerhető, és ezen adatjel tárolására, memorizálására szükség van.

A felhasználás csaknem 100 %-ában a rögzítő lényegében "aktatáska"-szerepet játszik, vagyis felhasználója számára időben rendkívül maradandóan megőrzi a vizsgált folyamat időfüggvényét és ezt adott helyen pl. oszcilloszkóp-ernyőn megjeleníteni képes.

Meg kell említeni néhány olyan konkrét alkalmazási területet, ahol már szinte rutinszerűen dolgoznak mágnesszalagos rögzítővel.

Állatkísérleteknél, élettani és gyógyszeres kutatásoknál, rendelőintézetek és kórházi EEG-osztályon EEG jelek rögzítésére alkalmaz-
zók.

Állatkísérletek esetén az agyra különböző körülmények között ható ingerlések hatását lehet vizsgálni, az állat fejére helyezett elektródák által szolgáltatott EEG jelek rögzítésével, majd értékelésével.

Idegi eredetű panaszok, betegségek esetén a páciens EEG-jeleit rögzíthetők gyógyszeres kezelés előtt, közben és néhány hét múltán, kezelés után, adatszagra, egymás alá (több nyomon). Visszajátszás esetén szemmel is értékelhető a hullámformák különbözősége. A jelek analízátorral történő elemzése pedig kvantitatív differenciák kimutására alkalmas: például az egyes hullámok időtartama (tehát hullámhossz, ill. frekvencia) függvényében ábrázolva az egyes hullámok jelentkezési számát (analízátorral nyert adatok) olyan, a kezelés előtt magas frekvenciás tartományban maximummal bíró görbét nyerünk, amely kezelés közben az alacsonyfrekvenciás tartomány felé tolódik el, jelezve a kezelés hatásosságát, vagyis a beteg megnyugvását.

Az alacsony aktivitástól függően szükség lehet csaknem egyen-
áramtól 2-3 kHz-ig terjedő jel rögzítésére.

A fiziológiában is kihasználják az emberi és állati szervek idegimpulzusainak rögzíthetőségét. A művétagokra - különösen a kézre és a karra - vonatkozó kutatásokban és az ilyen készüléknek közvetlenül az agy- és idegsejtekből nyert impulzusokkal történő írányítására vonatkozó kutatásban nagy segítséget jelentett a mágnesszalagos rögzítő (pl. Angliában, aholis speciális jelgenerátorként alkalmazták a fejlesztés során).

Kiterjedten alkalmazzák akciós potenciálok lefolyásának rögzítésére. Izommozgások nyomkövetésénél is alkalmazzák, nyúlásmérő béléggel mint mérőátalakítóval kombinálva.

A következőkben néhány olyan példát sorolunk fel, ahol bonyolult orvosi adatfeldolgozó rendszerek integráns részét alkotja a mágnesszalagos jelrögzítő, illetve felhívjuk a figyelmet arra, hogy nemcsak a műszer-minőségű, FM-módszerrel működő rögzítőt alkalmazták ma már az orvostudományban, hanem a digitális adatrögzítőt is, (nemcsak számítógép-perifériákra gondolunk), sőt a video-rekordert is.

Ugyancsak felhívjuk a figyelmet arra, hogy intenzív fejlesztést végző cégek ma már rendkívül összetett értékelő, elemző rendszereket, számítógépesített laboratóriumokat produkálnak (software és hardware értelemben), csaknem ipari tömegtermékként és ezeknek ugyan-ugy szerves része a mágnesszalagos analóg jelrögzítő, mint az oszcilloszkóp vagy egyéb display (megjelenítő) műszerek vagy direktírók.

A betegfigyelő műszerek egyikeként alkalmazzák a mágnesszalagos jelkésleltetőt (pl. HP 7805C). A készülék végtelenített mágnesszalagos rögzítő, amely rekorderrel vagy az oszcilloszkóppal összekapcsolva a betegre nézve veszélyes helyzet előtti néhány másodperc eseményeit rögzíti.

Ilyen rögzített jelek lehetnek EKG jelek, pulzusszám, vagy artériás nyomás. A beteg kezeléséhez így azonnal felhasználhatók a veszélyhelyzet előtti adatok.

Fenti készülék kétcsatornás. Pl. rögzíthető egy betegnél az EKG és az artériás nyomás, vagy két beteg egy-egy adata. (A betegfigyelő műszerrendszerek a kórházak igen hasznos eszközeivé váltak, amióta alkalmazásuk során bebizonyosodott, hogy hathatósan segítik az ápolókat és orvosokat, gyorsan riasztva őket pl. koronária-problémák támadásakor. Friss statisztikák szerint a szív-okozta halálos esetek száma alacsonyabb azokban a kórházakban, ahol a páciens-monitorokat működtetik, és ez egyértelműen indokolttá teszi alkalmazásukat.)

A mágnesszalagos analóg jelrögzítőnek az előbb említett bonyolult rendszerekben való alkalmazására egy példa az EKG értékelő rendszer (pl. HP 1530A).

A rendszer elektrokardiogramok számítógépes értékelésére készült, mérsékelt nagyságu kórházak és szűrő-klinikák számára. A beteget az adatgyűjtő kocsihoz kapcsolják. A beteg fekhelyétől a jelek a számítógéphez vagy telefonvonalon keresztül juthatnak el, vagy a jeleket a betegnél mágnesszalagra rögzítik és ezt juttatják el a géphez. A számítógép a beteg EKG-jeléről komplett, nyomtatott leletet készít.

A nyomtatott leleten olyan adatok vannak, amelyre a kardiológus diagnózisát alapozhatja. Minden jelciklus 20 adatát értékeli a gép. A beteg EKG-ját végülis normálisnak, határon lévőnek vagy abnormálisnak minősíti. E két utóbbi minősítéshez egy vagy több magyarázó állítást fűz.

A lelet tartalmaz még olyan azonosító adatokat, mint beteg-azonosító-szám, kor, nem, magasság, súly, ismert diagnózis, orvosi aláírásnak hely.

A számítógép telephelyén a gép grafikus görbét is ad, így azt láthatja is az orvos.

A gép számlázni is tud, valamint géphiba esetén a bejövő EKG jelet automatikusan mágnesszalagra rögzíti.

Egy leletet kb. 45 sec alatt készít, tehát a jelbevitteltől a kinyomtatás végéig ennyi idő telik el. Így 1 óra alatt kb. 75 EKG-t értékel, egy nap (8 óra) kb. 600 db-ot.

Csucsidőben, ha a bejövő jelgyorsaság meghaladja a rendszer feldolgozó kapacitását, a gép az adatokat tárolja és "szabadidejében" dolgozza fel.

Prioritás kapcsolható a bejövő jelekhez, pl. veszélyhelyzetben lévő beteg EKG-jele előbb dolgozható fel, mint rutin EKG a jelsorban.

Egy másik megemlíthető alkalmazási hely a számítógépesített szív-katéterező laboratórium. A rendszer felnőttek szív-katéterezésére szolgáló komplett hardware-software rendszer, a nyert adatok real-time analízisére.

A módszer lényege a nyomás-hullámforma azonnali elemzése. Az adatok mintavételezése után másodperceken belül nyerik az adatokat.

A rendszer ventrikuláris méréssel kezdi működését és diastolés nyomást,

a systolés nyomás csucs-értékét,
 dp/dt -t és
pulzusszámot mér.

Méri az atriumban az "a" és "v" hullámot és
a középnyomásokat.

Az aortában, vagy perifériális artériákban a számítógép méri a
systolés,
diastolés,
és középnyomásokat, valamint
 dp/dt -t, tehát a nyomásváltozások sebességét.

A rendszer további 9 adat kiszámítására alkalmas, ugyancsak képes
arra, hogy centralizálja és automatizálja a páciensről nyert azon in-
formációk kezelését, amelyek

EKG-elektrodákról
nyomás-mérőátalakítókról
kézi-betáplálással

érkeznek a géphez.

Magáról a katéterezési folyamatról nemcsak katódsugárcsőves
megjelenítőn nyújtja a kvantitatív adatokat, hanem beteglapot is nyit,
fenntartja, nyers és elemzett adatokkal tölti fel, a katéterezési eljá-
rás befejezéseként pedig jelentést nyomtat ki. A rendszer Interaktív.
A beteggel kapcsolatos információk bevitele után nyomógombok se-
gítségével a kezelő kalibrálhatja az előerősítőket, ki- és bekapcsol-
hatja az FM rögzítőt, bevihet off-line adatokat (pl. oxigéntelítések
vagy Fick-féle szív-kimeneti adatok), kiválaszthatja a katéter hely-
zetétől függő elemző programot, indíthatja a hullámformák adatainak
mintavételezését, az adatok elemzését.

Az azonnali elemzés és az eredmény megtekinthetősége lehe-
tővé teszi az orvosnak, hogy a katéterezési folyamat alatt is dönté-
seket hozzon, megítélhesse, hogy az adatok elegendőek-e számára,
vagy további méréseket kell végeznie diagnózisa meghatározásához.

A rendszerbe beépített mágnesszalagos sokcsatornás FM analóg-
jelrögzítő fiziológiás adatjeleket rögzít, részben dokumentum jelleg-
gel, részben a számítógép elromlása esetére, ill. a jeleknek a pro-
cedura utáni újramegfigyelésére, másrészt további laboratóriumok fel-
dolgozandó jeleit tárolja a számítógép számára.

A Stanford Egyetem kórházi laboratóriuma képmagnetofont is tartalmaz a katéter-elhelyezkedés anomáliáinak újra-, illetve többszöri megfigyelésére, és a katéter-bevezetés visszajátszására.

Specifikációs adatok készülékválasztáshoz

A mágnesszalagos rögzítők egyre bővülő felhasználási lehetőségekkel a készülék beszerzésére ösztökélik a majdani felhasználót. Felmerül a kérdés: milyen készüléket vásároljanak, melyek azok a specifikációs adatok, amelyeket szem előtt kell tartani, mit jelentenek ezek?

Az adat- és jelfeldolgozó, ill. gyűjtő műszerek ezen átlagosnál bonyolultabb fajtájának 10-nél jóval több lényeges specifikációs adata van, úgyhogy most csak azokat tekintjük át, amelyek mellőzése lehetetlen készülékválasztáskor vagy vásárláskor.

A specifikációs lapok három főcsoportba sorolva közlik adataikat: a szalagvivő-műre, a jel-elektronikára, valamint az általános tulajdonságokra vonatkozó adatszoportok.

Az általános adatok közül feltétlenül figyelembe kell venni a következő adatokat:

- 1.) Táplálás, fogyasztás, tehát a készülék működtetéséhez szükséges hálózati vagy telepfeszültség értéke, fajtája és ebből a készülék teljesítményfelvétele (pl.: 110-220-245 V + 10 % 50 vagy 60 Hz váltófeszültségről, vagy pedig 24 V egyenfeszültségről működtethető a készülék.)

A fogyasztás pl. 200 VA maximálisan, tehát az összes csatorna működtetésekor pl. 7+1 = 8 db csatorna esetén.

Vagy például 110 V, 180 VA, 4 csatorna esetén

vagy 110 V, 200 VA, 8 csatorna esetén.

- 2.) Súly, méret.

Háromféle gépet különböztetünk meg:

- egy ember által hordozható (vagy koffer gépek),
12-24, max. 30 kg. súlyúak,
- két ember által hordozható, 35-45, max. 50 kg. súlyú gépek,
- állványos, vagy nehéz gépek, géptermi, tehát helyhez kötött alkalmazáshoz, 55-75 kg., max. 250 kg. súlyhatárral.

- 3.) Rögzítési módszer.

A direkt és az FM-rögzítési módszer a két leggyakrabban használt technikai, mérési célú rögzítési módszer, mindkettőnek megvan a maga előnye.

A direkt rögzítési folyamat nagyfrekvenciás előmágnevező áramot alkalmaz, amelyet lineárisan hozzáad a jeláramhoz és átvezeti a rögzítőfej tekercsén. Visszajátszáskor a visszajátszó fejről nyert jelet erősítik, egyforma nagyságú amplitudóra hozzák (kiegyenlítik).

Az FM technika a rögzítendő jelet egyenáramúlag csatolt erősítőn át feszültség-szabályozású oszcillátorhoz vezeti. Az adatjel amplitudója frekvenciaeltéréssé konvertálódik, frekvenciája pedig ezen eltérés sebességévé. A frekvenciamodulált vivőt rögzítik a szalagra, annak mágnesezhető rétegét telítésig felmágnevezve. A visszajátszó fejből nyert jelet demodulálják, hogy visszanyerjék az adatjelet.

A direkt rögzítés adja a legnagyobb sáv szélességet adott szalagsebességhez (120 ips (305 cm/s) - 2 MHz). Általában ott használják, ahol a jel frekvenciája tartalmazza elsősorban az információt.

Két alapvető korlátba ütköztünk direkt rögzítéskor: az egyik, hogy alacsony frekvenciákat (50 Hz alatt) nem lehet rögzíteni, a másik, hogy a nyert jel amplitudója igen instabil.

FM módszerrel viszont egyenjelig lehet rögzíteni és a jel amplitudója is érintetlen, ép, állandó nagyságú, ezért ott alkalmazzák a módszert, ahol az amplitudó adja az információt.

Adott szalagsebességnél az FM módszer nagyobb dinamikát ad, mint a direkt módszer, de sáv szélessége kisebb.

Természetesen ahol szükséges, a D és az FM csatornák egyidejűleg alkalmazhatók.

4.) Csatornaszám, szalagszélesség, szalag.

A csatornaszám és szalagszélesség összefügg. 1/4 hüvelykes szalagra rendszerint 4 nyomot, ritkábban 6-ot, a 1/2 hüvelykes szalagra 7 vagy 7+1 nyomot rögzítenek. A geometriai lehetőséget a fejcsoportban lévő fejek száma biztosítja, villamosan a csatornák közötti áthallás, illetve nyomszélesség szabhat korlátot. A rögzítő tulajdonságát részben a szalag határozza meg.

Aktiv rétegét alkotó vasoxid részecskéknek tülakuaknak kell lenniök, nagy hossz - szélesség viszonyal. Minden részecskének a hordozóanyagra ragasztva hosszirányban kell elhelyezkednie. Ez az alak és elhelyezkedés is biztosítja a könnyű mágnesezhetőséget. A részecskék hossza nem lehet 10 μ i-nél (kb. 0,2 μ -nál) nagyobb szélessávu szalagnál, hogy megfelelő feloldóképessége legyen a rögzítendő rövid hullámhosszuságu jelekre. Az aktiv rétegben a részecskéeloszlásnak hossz-, kereszt- és vastagság-irányban uniformnak

kell lennie, hogy a szalag elejéről, végéről és teljes szélességében bárholnan egyforma jel nagyságot nyerjünk.

Az aktív réteg vastagsága különféle. Alacsony frekvenciáknál a rögzítőfej fluxusa mélyebbre hatol, mint nagyobb frekvenciáknál, és így a szokásos rétegvastagságu 340 μ i (8,6 μ) vastagságu szalag használata ajánlatos.

Vékonyrétegű szalag (200 μ i (5,0 μ) szélessávu rögzítéshez használható, jobb szalag-fej egymáshoz simulás elérésére. (Ezeknél az alacsonyfrekvenciás válasz ugyanis korlátozott direkt-rögzítés esetén). Igen sima szalagfelület szükséges. A szalag-fej elemelkedéstől a jel-vesztesség 55 d/ λ módon függ (vesztesség decibelben, d az elemelkedés, λ a rögzített hullámhossz). A szalag abrazivitásának (koptatás) kicsinek kell lennie.

A ragasztóanyag szilikon kenőanyagot tartalmaz. Más alkotórésze viszont a szalag vezetőképességét növeli, hogy nagy sebességnél a szalag statikusan ne töltődjön.

Keménynek, szívósnak is kell lennie, hogy ne váljon le az oxidrézecske, mert ez drop-out-ot okoz (jelkiesés). A szalagszélesség nem lehet túlméretes és 0,1 mm-rel (0,004 mil) lehet csak keskenyebb, egyébként a szalagot nem kezeli simán a mechanika, változik a jel nagyság és időhibák lépnek fel.

A felhasznált szalagot, a kiválasztást befolyásolja még a kívánt maximális rögzítési idő. Ezt meghatározza a szalaghossz és a hordozó vastagsága, és limitálja a mechanika által kezelhető max. csévenagyság. Alacsony és közepes sáv szélességre 1 és 1,5 mil (25 μ és 38 μ) műszerszalagok készülnek. Előbbi előnye a hosszabb rögzítési idő, utóbbi erősebb és ellenállóbb a megnyúlással, a kontakt-átmásolódással szemben.

Rögzítési idők

Hordozó	10 1/2 i (27 cm) cséve			14 i (36 cm) cséve		
	hossz		idő 152 cm/s (60 ips)	hossz		idő 152 cm/s (60 ips)
	láb	m		láb	m	
1,5 mil (38 μ)	2500	750	8 min	5000	1500	16 min
1 mil (25 μ)	3600	1080	12 min	7200	2160	24 min
1 mil ⁺ (25 μ) vékony aktív- réteg	4600	1400	15 min	9200	2800	30 min

+ / spec. szélessávu szalag, ha 400 Hz alatti rögzítés nem szükséges.

A kiválasztás igen fontos szempontja a minimális rögzítendő hullámhosszon az érzékenység.

A hullámhosszt a $\lambda = v/f$ összefüggés adja (v = sebesség, f = frekvencia).

Az érzékenységet a gyártó közli dB-ben, különböző hullámhosszakra.

A mechanikát illetően 3 főbb tényezőt kell tekintetnünk:

1/A sebességet, amely hat a rögzítési sávszélességre, az időalap nyújtására ill. zsugorítására és a rögzítési időre.

A sebességek általában 2,4 cm/s-tól 1,5 m/s (ritkábban még kisebb), ill. kb. 3 m/s tartományban helyezkednek el. A flutter és a jel/zaj viszony jobb nagyobb sebességeken. Az idő és sávszélesség kompresszió és expanzió azt jelenti például, hogy ha 40 kHz-es jelet rögzítünk 38 cm/s sebességen (direkt rögzítéssel), 4,7 cm/s-al visszajátszva 4 kHz-es jelet kapunk vissza. Ügyelni kell viszont arra, hogy direkt rögzítésnél az alacsonyfrekvenciás átvitel romlik. A fenti példában például a 800 Hz-ig terjedő jeleink elvesznek, minthogy a visszajátszó erősítő frekvencia átvitele fixen 100 Hz (pl.).

FM rögzítésnél az ilyen probléma nincs meg, mivel 0 Hz-től tud átvinni a rendszer.

2/A flutter (sebesség-ingadozást), amelyhez műszerminőségű rögzítőknél a 0,2 Hz-től 10 kHz-ig terjedő frekvenciájú szalagsebesség-ingadozást sorolják.

Bizonyos nagyságú ingadozás mindig jelen van a mechanika és a szalag tökéletlenségeiből adódóan. FM rögzítésnél idő-alaphibákat és zajt okoz. A fluttert %csucs-csucsig, vagy %csucs formájában adják meg. (Pl.: 0,15%_{p-p} 120 ips (3 m/sec -nél.)

Különböző gépek sebesség-ingadozását azonos sebességen és sávszélességen kell összehasonlítani.

A flutter jelentősen csökkenthető, ha a mechanika konstruktőre felhasználja a szabályozástechnika eredményeit. Ha szabályozott, u.n. szervorendszert alkalmazunk, a 300 Hz-ig terjedő flutterkomponensek is hatásosan elnyomhatók.

Megemlítjük, hogy egy csatorna (FM) feláldozásával a flutter kompenzálható (csökkenthető).

3/A fő mechanika jellemző: a fejet, amely szinte az egész rögzítő rendszer szíve. Tulajdonságai kihatnak a sávszélességre, a jel/zaj viszonyra is, élettartama a jó minőségű rögzítés élettartamára. Pl. annak a rögzítőfejnek, amellyel 2 MHz-et akarunk rögzíteni, direktrögzítéssel 7-8 MHz-es előmágnesező jelfrekvenciát kell tudni kezelni.

Modern készülékek fejei nem lemezeltek, hanem ferrit-fejek, minimum 1000 óra működési élettartammal.

A rögzítő elektronikájának vonatkozásában legfontosabb adatok a sávszélesség, jel/zaj viszony és a torzítás.

A rögzítő sávszélességét a visszajátszó fej rés-szélessége, a szalagsebesség és a rögzítési módszer határozza meg.

A sávszélesség abszolút felső határát akkor érjük el, ha a rögzítési hullámhossz egyenlő a résszélességgel. Rendszerint a szalagkorábban korlátozza a felső frekvenciát. Adott résszélességhez a sávszélesség arányos a sebességgel.

A jel/zaj viszony a rögzíthető és visszajátszható jel nagyságok azon dinamikus sávja, amely elválasztható a rendszer zajától. Decibelelekben fejezik ki és direktrögzítésnél elsősorban az elektronikának és a szalagzajnak a függvénye. FM rögzítésnél a legnagyobb jel/zaj viszonyt a flutter határozza meg, és véletlenszerű additív zajt okoz. A zajenergia legnagyobb része a 0-3 kHz sávba esik.

A harmonikus torzítás a rendszer nonlinearitásának mértéke. Ez egy vagy több felharmonikus %-os nagysága a szinuszos alapprofrekvenciára vonatkoztatva. Direkt rögzítésnél a 3. harmonikus dominál. A rögzítési szintet úgy kell beállítani, hogy 1 vagy 2 %-os torzítást nyerjünk acélból, hogy a legjobb kompromisszumot érjük el a torzítás és a jel/zaj viszony között.

Jelentősebb 2. harmonikus torzítás mágneseződőtt fejre, vagy elektronikára vagy aszimmetrikus előmágnesező jelre utal.

Befejezésül a Műszeripari Kutató Intézetben kifejlesztett készülék főbb adatait ismertetjük:

A berendezés műszer minőségű jelrögzítő. Bemeneti és kimeneti adatai, valamint távvezérelhetősége alapján bármely automatikus mérőrendszerben való felhasználásra is alkalmas.

Műszaki paraméterei az ipari, az orvosi és a tudományos kutatási területeken egyaránt laboratóriumi pontosságú rögzítést tesznek lehetővé.

A jelrögzítő korszerű szilícium alapanyagú félvezetők és integrált áramkörök felhasználásával készült. Felépítését tekintve mind mechanikai, mind villamos szempontból moduláris, méreteit és súlyát tekintve pedig két ember által hordozható kivitelű.

A mágneses szalag folyamatos, négy különböző sebességgel való mozgatását három motor végzi. A szalagtovábbítás fokozott egyenletességének biztosítására a szalagtovábbítást hiszterézis szinkron motor végzi.

A szalagtovábbítás hibamentességét automatika biztosítja. Ez megállítja a szalagtovábbító művet szalagvég-jelzéskor, a tápfeszültség kimaradásakor, szalagszakadásakor, nem engedi indulni szalag nélkül.

A szalagpozíció jelzése négy helyértékes kijelzővel történik. A szalagtovábbító mű $1/4''$, és $1/2''$ szélességű szalagok továbbítására egyaránt alkalmas (a szaggörgők cseréjével).

A 6,25 mm széles szalagon négy analóg, vagy három analóg és egy azonosító nyomon rögzíthető jel.

12,5 mm széles szalagon hét analóg és egy azonosító nyom rögzíthető.

A mágnesszalag típusát tekintve egyaránt lehet műszer- vagy a kereskedelemben kapható jóminőségű szalag.

A szalagorsók soros elhelyezések, az alkalmazható legnagyobb orsóátmérő 266,7 mm ($10\ 1/2''$) NAB szabványú magnyílással.

A rögzítés időtartama a legkisebb sebességen 8 óra.

A jelrögzítő FM módszerrel dolgozik. A csatornák száma - főkérendszerükből következően - 1-től max. 7-ig terjed. Minden FM csatorna a kezelőlapján található műszer segítségével hitelesíthető. Ugyanezen műszer segítségével üzem közben a kivezérlés mértéke figyelemmel kísérhető. A készülék túlvezérlésindikátort is tartalmaz.

Az alkalmazott fejek a legkorszerűbb, hosszú élettartamu ferritfejek.

Rövid specifikáció:

Szalagtovábbító mű:

Szalagsebességek:

38, 19, 9,5 3,8 cm/sec

Szalag:

$1/4''$ vagy $1/2''$ széles

35 μ m, 26 μ m, 18 μ m vastag,

Műszer vagy HI-FI minőségű.

Orsók:

$\varnothing\ 10\ 1/2''$ max., NAB szerinti belső nyílással

Szalagsebesség-pontosság:

$\pm\ 0,2\ \%$

Flutter:

38 és 19 cm/s sebességen

-0,25 %p

(0,2 - 300 Hz sávszélességen mérve)

Fejek:

Philips ferrit-fejek

FM csatorna:

Frekvenciamenet:	Sebesség	Sávszélesség (-3 dB)
	38 cm/sec	0 - 5 kHz
	19 cm/sec	0 - 2,5 kHz
	9,5 cm/sec	0 - 1,25 kHz
	3,8 cm/sec	0 - 500 Hz
Jel/zaj viszony:	min. 40 dB (RMS)	
Harmónikus torzítás:	1,5 %	
DC drift:	0,05 % / C°/8 óra	
linearitás:	± 1 %	
Bem.szint:	0,2 - 10 V _{eff}	
Bem.imp.:	10 kohm/100 pF aszimmetrikus	
Kim.szint:	1 V _{eff}	
Kim.imp.:	100 ohm	

Azonosító csatorna:

Mikrofon:	dinamikus
Rögzítési szint:	aut. szintszabályozás 40 dB
Frekvenciasáv:	250 Hz ... 2,6 kHz
Visszajátszási szint:	állítható / 1 V _{eff} 5 ohmon/
Monitor:	beépített hangszóró

Üzemeltetés:

Tápfeszültség:	220 V ± 10 % 50 Hz
Teljesítmény:	200 VA
Hőmérséklet:	+ 15... + 45 C°
Rezgés:	normális kezelés és szállítás
Porvédelem:	szalagutra

Fizikai jellemzők:

Súly:	kb. 45 kg
Méret:	kb. 650 x 400 x 450 mm

Szállítás a megrendeléstől számított egy éven belül.

A készülék várható ára: kb. 390 eFt (7 + 1 csatorna)

A műszaki adatok tájékoztató jellegűek. A változtatás jogát a Műszeripari Kutató Intézet fenntartja magának.

(Műszeripari Kutató Intézet, Bpest, XIII. Véső u.3., Telefon: 205-860, 291-201).

Magyar Tudományos Akadémia Központi Fizikai Kutató Intézete

Készülék statisztikus jelek vizsgálatára:
sztochasztikus analízátor

Pellionisz Péter és Péter Attila

Az orvostudományban, biológiában egyre gyakrabban alkalmaz-
zák a különböző számítástechnikai módszereket. E módszerek egyik spe-
ciális csoportja statisztikus, véletlenszerű jelenségekkel foglalkozik.
A modern élettani kutatások, vizsgálatok területén a szakemberek egy-
re gyakrabban kerülnek szembe olyan jelenségekkel, amelyek tulajdon-
ságaik miatt csak valamilyen statisztikus, sztochasztikus mérési módszer-
rel közelíthetők meg. Az utóbbi években egész sor speciális módszer,
eljárás alakult ki az orvostudomány, biológia területén egy-egy ilyen
jellegű probléma megoldására, folyamat vizsgálására.

E sztochasztikus mérések kivitelezésére alapvetően két út áll
rendelkezésre:

- univerzális számítógép a szükséges célperifériákkal és megfe-
lelő programmal,
- egy-egy mérési módszer alkalmazására konstruált speciális cél-
készülék.

Mindkét esetben általában bonyolult felépítésű berendezésről van
szó, amelynek kezelése nagy felkészültséget igényel. Magas árak, ne-
héz beszerezhetőségük sokszor akadályozza meg e berendezések beszer-
zését, illetve felhasználását.

A KFKI-ban évek óta foglalkozunk speciális célokra szánt mű-
szerek kifejlesztésével, és előadásunknak az a célja, hogy ismertessen
egy olyan, nálunk készülő berendezést, annak alkalmazási területeit,
amely bizonyosan segít a fent említett probléma megoldásában.

A berendezés - amely a sztochasztikus analízátor nevet viseli -
célkészülék, lényegében célszámítógép, amely a sztochasztikus, vélet-
lenszerű jelekben rejlő információt valamilyen méréstechnikai módszer-
rel tömöríti és egy-egy függvény formájában bocsátja rendelkezésre.

A készülék kialakításánál három fő célunk volt:

- legyen alkalmas a berendezés minél több fajta analízis el-
végzésére,

- egyszerű felépítésű, könnyen kezelhető legyen,
- viszonylag alacsony költségráfordítást igényeljen.

Az alacsony ár, univerzálitás, könnyű kezelhetőség ellentétes követelmények. Ezek összehangolásához a következő körülmények nyújtanak segítséget:

- lemondhatunk a számítógép által kínált univerzális számítástechnikai lehetőségekről, s csak a kívánt sztochasztikus mérési módszerek végrehajtásához szükséges elemeket építhetjük be a készülékbe,
- lemondhatunk az eddig használatos célberendezések általában igen magas, sokszor ki nem használt műszaki paramétereiről, s megelégedhetünk a gyakorlatban általában megkívánt pontossággal,
- moduláris felépítésénél fogva a készülék a későbbiek folyamán bővíthető új elemekkel, amelyek segítségével igen széleskörű alkalmazhatósághoz jutunk.

A berendezés sok tekintetben hasonlít, sok tekintetben viszont alapvetően eltér az ilyen feladatokra használt és elég széles körben ismert, u.n. sokcsatornás analízátoroktól. Lássunk az azonos és az eltérő jegyek közül néhányat:

- A berendezés a begyűjtött információt itt is tárolócsatornáiban tárolja, a csatornaszám azonban nem 500 vagy 1000, sőt esetleg 4000, hanem csupán 100. Ugy véljük, igen sok helyen, például a biológiai és élettani vizsgálatok zömében megfelelő az 1 %-os felbontás, ugyanakkor nem szükséges részletezni, árban milyen megtakarítást jelent ez a körülmény.
- Az információ tárolása digitálisan történik, de nem csupán olyan módszerrel, hogy a mérés kezdetétől a befejezéséig az összes adatot egyszerűen akkumulálja a tároló, és így pl. időben változó folyamatnál valamiféle átlagos képet ad, hanem lehetőség van olyan eljárásra is, amelynél az eredményfüggvény követi a bemenő jelek átlagának változását. Ezt a "követési időállandót a felhasználó igen széles sávban beállíthatja és így mindenkor aktuális információ áll rendelkezésére.
- A sztochasztikus analízátor alapkivitelében nem tartalmaz megjelenítő egységet, mivel a felhasználó laboratóriumokban általában van oszcilloszkóp, X-Y rekorder, stb., mely eszközök alkalmasak az eredmény közlésére. Természetesen ezen megjelenítők számára minden szükséges jelet kiad a készülék. A későbbiek folyamán egy viszonylag nagyképernyős megjelenítőt kívánunk fejleszteni, amely szerves része lenne a készülékcsaládnak.

- A sztochasztikus analízátorral elvégezhető mérésfajták középpontjában a korrelációs mérés szerepel. A biológiai és élettani vizsgálati gyakorlatban egyre szélesebb körben alkalmazzák ezt a mérési

eljárást. Itt kell megjegyezni, hogy a sokcsatornás analizátorok legnagyobb része nem alkalmas ilyen analízisre.

A sztochasztikus analizátor alkalmas további számítógépes adatfeldolgozásra is: az eredmény bináris formában kivehető a készülékből, és utasítható adatközlésre, mérés-indításra és befejezésre. A sokcsatornás analizátorokhoz hasonlóan a mérést real-time végzi, az eredmény a méréssel egyidőben látható, a számítás a mérés folyamata alatt történik.

Lássunk néhány mérési módszert, amelyek az alapkvitellő sztochasztikus analizátor segítségével elvégezhetők:

- Jel-átlagolás-Uzem mód kerül alkalmazásra olyan ismétlődő jelek esetén, amelyeknél rendelkezésre áll egy, a jellel szinkron impulzussorozat is. A jel-átlagolási mérési módszerrel detektálni tudjuk a jelek alakját még akkor is, ha pl. a zaj több százszor nagyobb a hasznos jelnél.

- Időanalízisnél kétfajta mérést végezhetünk: felvehetjük a beérkező impulzusok időeloszlását, amikor is azt vizsgáljuk, hogy egy adott időszakban a beérkező impulzusok átlagosan hogyan oszlanak meg, megvizsgálhatjuk az impulzusok közti idő átlagos eloszlását is.

- Amplitúdóanalízis segítségével információt kapunk a vizsgált jel amplitúdó-spektrumáról, vagy megvizsgáljuk azt az időarányt, amit a jel minden lehetséges amplitúdónál eltölt, s ekkor kapjuk az amplitúdó valószínűségi - sűrűség függvényt, vagy azt a valószínűséget vizsgáljuk, ami jellemző arra, hogy a jel bizonyos amplitúdónál kisebb értékű, akkor kapjuk az integrált amplitúdó valószínűségi eloszlás-függvényt.

- A korrelációs mérési Uzem módot jól használhatjuk, amikor:

 - zajban eltemetett periódikus jelek detektálása,

 - két véletlenszerű jel közti kapcsolat megállapítása,

 - jel-késleltetési idő mérése

a célunk.

A moduláris felépítésű készülék négy alapegységre oszlik, melyek az alapkvitel nélkülözhetetlen részei:

- a bemenőegység a mintavételezést és a kívánt jelformálást végzi el: mintegy 50 mV-os jel már elegendő a feldolgozáshoz.

- a vezérlőegységen beállítható a kívánt mérési Uzem mód, helyet kapnak itt a mérést elindító, megállító és törlő kezelőszervek, itt történik továbbá a mintavételi idő illetve késleltetési időinkrementum beállítása.

- a 100 csatornás integrátor végzi a szükséges számítástechnikai feladatokat, az adatok tárolását és ez az egység adja az adatkiolvasáshoz szükséges jeleket pl. oszcilloszkóp vagy X-Y rajzoló számára.

- a függvénygenerátor egység a korrelációs méréshez szükséges pszeudo-véletlen jeleket, illetve a többi méréshez is szükséges digitális szinusz, ill. fűrész jelet állítja elő. Mindkét utóbbi egység önállóan is felhasználható.

A készülék harmadik generációs: integrált áramkörök, MOS-tárolóelemek alkalmazásával kisméretű, megbízható berendezéshez jutunk.

A továbbiakban szeretnénk néhány példával illusztrálni, milyen széles körben használhatók fel a sztochasztikus mérési módszerek, ezen belül is a korrelációtechnika az orvosi, biológiai szakterületen.

Az autokorreláció függvény felvételével - amely függvény számszerűen írja le a jel pillanatnyi és valamely késleltetési idő után észlelt értékei közötti átlagos kapcsolatot - a látszólag csupán "zaj"-ból az ismétlődő jelek kiemelhetők. Ezért autokorreláció függvény felvétele gyakori olyan jelek esetében, amelyekben bizonyos szabályos, ismétlődő jellemzők és véletlenszerű változások keverten fordulnak elő. Elég itt példaként az EEG jelekre utalni, ahol nagyon hasznosak lehetnek olyan információ-tömörítő módszerek, amelyek egy rövid függvényben komprimálják a vizsgált jelszakasz jellegzetes tulajdonságait.

Mivel azonban az EEG jelben előforduló szabályosságok, grafóelemek többnyire csak a felvétel egy adott szakaszára jellemzőek - tehát a jel hosszabb időre nem stacionárius - kívánatos olyan fajta autokorreláció-függvény képzés, ahol a felvett függvény automatikusan követi a felvételi szakaszok jellegének változását. Ezt az üzemmódot a sztochasztikus analízátor lehetővé teszi.

Célszerű az autokorreláció-függvény használata egyéb, erősen zajos biopotenciálok vizsgálatánál is. Sok nehézséget jelent például magzati EKG jelek analízise. Több közlemény - pl. Van Bommel, J.H., 1968. vagy Fauret, A.G., Caputo, A.F., 1966 - számol be arról, hogy korrelációs mérőberendezéssel sikerült igen kis relatív amplitúdójú magzati R-hullámokat kimutatni, frekvenciájukat meghatározni.

Az autokorrelációs technika egy érdekes alkalmazásáról számol be Wyatt, R.H., 1968. A Parkinson-kór gyógyítására irányuló kezelések hatékonyságának mérésére alkalmas módszert dolgozott ki. Az eljárásnál a neuromuszkuláris tremor (ujjremegés) kvantitatív mérésére használta fel az autokorrelációs technikát az újra helyezett piezo-elektromos gyorsulásmérő jelének mérése révén.

Magyarországon is több helyen születnek hasznos kutatási eredmények a korreláció-technika alkalmazásával. Az egyik legrégebbi kutatási terület a vérkeringési rendszer elemzése sztochasztikus módsze-

rekkel, amely téma Szűcs B. és Monos E. nevéhez kapcsolódik. A vérkeringési rendszer dinamikus tulajdonságainak vizsgálatára jó eredménnyel használták keresztkorrelációs függvények felvételét.

A keresztkorreláció-függvényekből közvetlen, időléptékes információ nyerhető bioelektromos jelenségek áttevődési idejére, ilyen jelek kölcsönös kapcsolatára.

Egy ilyen érdekes kísérletet ír le E.M.Schmidt, aki perifériás idegköteg elektromos aktivitásából keresztkorrelációs méréssel megkapta egyetlen idegszál elektromos aktivitási potenciál alakját és vezetési sebességét. Mint ismeretes, bármely más, a gyakorlatban elterjedt technikai mérésnél a perifériás ideg elektromos aktivitásának regisztrátuma több idegszál elektromos aktivitásának eredője, melyből igen körülmenyes lenne az egyetlen idegszál aktivitásburkolóját és vezetési sebességét megkapni.

Az agyr működés mechanizmusának jobb megértését szolgálják a különböző agyi területekről származó EEG jelek keresztkorreláció-függvényei. Idevonatkozó probléma pl. az EMG által regisztrált Parkinson-tremor és az agyi lassu hullámok közti összefüggés vizsgálata. A statisztikus (keresztkorrelációs) analízis kívánatos itt, mivel a tremor-kitéréseknél az agyi hullámok a sokkal nagyobb frekvenciájú corticalis hullámokban vannak eltemetve.

Balm, G.J. beszámol arról, hogy kóros szív-állapotok azonosítására sikerrel használtak olyan módszert, amelynél a vizsgált jelet különböző etalongörbékkel vetették össze keresztkorreláció-függvények felvétele révén. A diagnosztikai minősítés számítógépes program segítségével történt.

I r o d a l o m

- Van Bommel, J.H.: Detection of Weak Foetal Electrocardiograms by Autocorrelation and Crosscorrelation of Envelopes,
IEEE Trans. on Biomed. Engng., Vol. BME-15, No.1, Jan. 1968
- Favret, A.G. and Caputo, A.F.: Evaluation of Autocorrelation Techniques for Detection of the Fetal Electrocardiogram, IEEE
Trans. on Biomed. Engng., Vol. BME-13, No.1, Jan. 1966
- Wyatt, R.H.: A Study of Power Spectra Analysis of Normal Finger Tremors,
IEEE Trans. on Biomed. Engng., Vol. BME-15, No.1, Jan. 1968.
- Monos E., Szűcs B.: Korrelációfüggvények alkalmazása a vérkeringési rendszer analizisében, Számítástechn. és kibernet. módszerek alk. az orvostudományban és a biológiában, Kollokvium Szeged, 1970.

Balm, G.J.: Crosscorrelation Techniques Applied to the Electrocardiogram Interpretation Problem, IEEE Trans. on Biomed. Engng., Vol.BME-14, No.4, Oct. 1967.

Swiet, D., Alberts, W.W.: EMG burst envelope detector. Medical and Biological Engineering Vol.9.No.4.

Schmidt, E.M.: Unit activity from peripheral nerve bundles utilizing correlation techniques. Medical and Biological Engineering, Vol.9. No.6.

Budapesti Műszaki Egyetem

Matematikai jelfeldolgozási módszerek és jelfeldolgozó
berendezések a neurofiziológiai gyakorlatban

Pap László

1. Bevezetés

A biológiai mennyiségek elektromos elven történő bemérése, illetve a bioelektromos jelek mérése és feldolgozása az orvostudomány szinte minden ágára kiterjed, módszereit az alapkutatás és a klinikai gyakorlat egyaránt alkalmazza. Szerepe különösen jelentős a neurofiziológia területén, ahol egyéb megbízható objektív mérési lehetőségek nincsenek. Az EEG jelek rögzítése és kézi kiértékelése az ideggyógyászat egyik legelterjedtebb vizsgálati és diagnosztikai eszköze.

Az utóbbi néhány év nagyarányú technikai és technológiai fejlesztése lehetővé tette, hogy a számítástechnika módszereit segítségül hívjuk az EEG jelek objektív kiértékeléséhez és kialakítsunk olyan automatikus vagy félautomatikus laboratóriumokat, melyek alkalmasak a matematikai jelfeldolgozási feladatok végrehajtására.

A matematikai módszerek bevezetésével kettős célt érünk el. Egyrészt csökken az orvost terhelő adatfeldolgozási munka mennyisége, másrészt a kézi kiértékeléssel fel nem tárható információk objektívebbé teszik a diagnosztikát.

Az egyes matematikai módszerek egyszerűsítő és egymásnak ellentmondó feltételezésekből indulnak ki. Az egyik oldalon az EEG jeleket stacioner sőt ergodikus sztochasztikus folyamatnak tekintik és felhasználják az ezeket jellemző legfontosabb paramétereket, mint korrelációs függvény, teljesítmény-spektrum, stb. A másik oldalon viszont széles körben alkalmazzák a jelalakfelismerési eljárásokat és a kiváltott potenciálok vizsgálatának módszerét.

Az EEG gyakorlat jelfeldolgozó berendezéseinek tervezésénél a következő általános szempontokat célszerű figyelembe venni:

- a) A mérő és adatfeldolgozó rendszer legyen on-line kiépítésű, így a gyógyászati munka során azonnal eredményeket szolgáltat.
- b) Az információk feldolgozására szolgáló berendezések legyenek hardware szervezésűek és csak kis mértékben programozhatók.

c) A kijelzés legyen szemléletes, lehetőleg több dimenziós és nagy információ tartalommal rendelkező.

d) Az adatfeldolgozó rendszer legyen illeszthető a nagyobb számítógépekhez.

e) A készülékek legyenek könnyen kezelhetőek, automatikus szintszabályzással ellátottak.

f) A jeleldolgozás két csatornán történjen, ilyen módon a kóros agyféltekét össze lehet hasonlítani a másik, általában ép oldallal.

2. A matematikai módszerek összefoglalása

A neurofiziológiai jelek matematikai leírása Gibbs és Grass uttörő jelentőségű spektrumvizsgálataival kezdődött. Az ő munkájukat követően alakult ki az immár klasszikusnak számító analóg szűrési módszer és indult meg a jelek objektív leírása és osztályozása. A spektrumanalízis azóta újabb detektálási módszerekkel bővült és máig is a legjelentősebb vizsgálatok egyike. Mellette elterjedten használják a korrelációs analízis különböző formáit, az amplitúdó valószínűségi eloszlás-függvények és sűrűségfüggvények felvételét és a nagy jelentőségű triggerelt jelátlagolást (kiváltott potenciálok átlagolása). Ezekon kívül kiegészítő információt szolgáltatnak az időintervallum, frekvencia és fázismérések, illetve az újabban terjedőben lévő jelalakfelismerő és analízáló módszerek.

2.1. Spektrumanalízis

A spektrum fogalmán az orvosi gyakorlatban is teljesítményspektrumot, illetve közvetlen Fourier transzformáltat értünk. Az előbbi a stacioner sztochasztikus folyamat korrelációs függvényének, a másik viszont az időfüggvény egy időablakkal kijelölt részének Fourier transzformáltja.

A spektrum detekciójára többféle lehetőség kínálkozik:

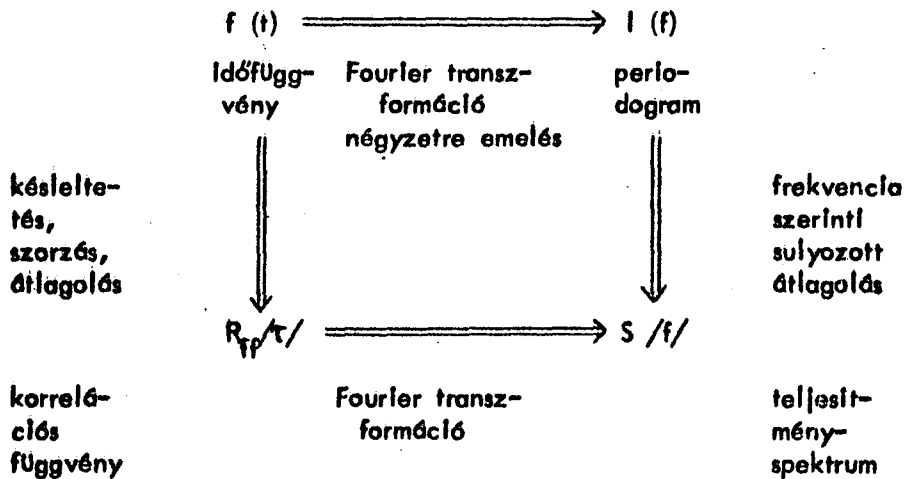
a) Szűrés általános lineáris négypólussal (szokásos vagy transzverzális szűrővel). Cél az α , β , γ , δ , μ , τ sávokba tartozó jelek szétválasztása.

b) Digitális szűrés mintavett jelekkel. A feladat az előbbivel megegyezik.

c) Spektrumszámítás mintavett jelekből (általában a gyors Fourier transzformációs eljárással).

d) A teljesítményspektrum detektációja szűrés, egyenirányítás (négyzetreemelés) és átlagolás segítségével.

e) Teljesítményspektrum-számítás mintavett jelekből a periodogram, illetve a korrelációs függvény segítségével. Az egyes mennyiségek kapcsolatát az alábbi séma jól szemlélteti:



2.2. A korrelációs és jelátlagoló módszerek

Autó- és keresztkorreláció alatt az orvosi gyakorlat - és vele az orvosi elektronika is - nem mindig a matematikai értelemben vett korrelációs függvényeket érti. Ennek fő oka az, hogy a pontos értékeket jól közelítő elektronikus rendszerek, tehát azok, amelyek az ideális korrelációt képezik, meglehetősen drágák. Így módon a berendezések egyszerűsítése kedvéért le kell mondani az elvi pontosságról.

Kétféle alaptípust különböztethetünk meg:

a) A két bejövő jel egy-egy általános függvénye között határozzuk meg a matematikai értelemben vett korrelációt:

$$R'_{gf}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T g' [g(t)] f' [f(t - \tau)] dt$$

Ahol $g(t)$ és $f(t)$ a bejövő időfüggvények, g' és f' az általános függvények szimbólumai, τ a késleltetési, T az átlagolási idő.

A g' és f' függvények célszerű megválasztásával az alkalmazott elektronikus rendszer erősen egyszerűsíthető (polaritás, szélességmodulált vagy kis felbontású digitális korrelátorok). Ideális esetben

a g' és f' függvények lineárisak, ilyenkor a rendszer az elvi matematikai összefüggés alapján működik (teljes analóg vagy nagy felbontású digitális korrelátor).

b) Az egyik jel egy speciális értékéhez (csúcserték, nullátmenet, maximális változási sebesség helye) tartozó időpont után τ idővel a másik jel mintavett értékeit összegezzük.

$$R_{gf}(\tau) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(t_i)$$

A $g(t)$ függvény a $t_i - \tau$ időpillanatban teljesítette a fent említett feltételt.

$f(t)$ és $g(t)$ a bejövő jelek, t_i a kérdéses időpont, τ a késleltetési idő, N a figyelembe vett ciklus száma.

A második korrelációs számítási módszer, melyet triggerelt korrelációnak is neveznek, igen közel esik a triggerelt jelátlagoláshoz, azaz a stimulusra adott válaszfüggvények átlagolásához. A stimulus hatására létrejött átlagos válaszfüggvény előállítása során ugyanis a külső triggerjel, tehát a stimulus időpontja után τ idővel mintákat veszünk a bejövő jelből, és ezeket a mintákat átlagoljuk. Így azt határozzuk meg, hogy mekkora a válaszfüggvény várható értéke a trigger jel utáni τ időpillanatban. A $g(t)$ függvény szerepét tehát a külső indítójel veszi át és az eredményt már csak egyetlen időfüggvényből állítjuk elő.

$$\bar{f}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(t_i)$$

Ha a $t_i - \tau$ időpillanatban trigger jel érkezett.

A kiválasztott potenciálok vizsgálata és különösen az ezzel összekapcsolt szimmetria-analízis talán a legobjektivebb EEG vizsgálati eljárás. Alkalmazása lehetővé teszi a sérült vagy kóros agyterületek behatárolását és az esetleges operáció előkészítését.

A korreláció és a triggerelt jelátlagolás mellett a valószínűségi sűrűség- és eloszlásfüggvények jelentősége eltöppöl. Irodalmi adatok szerint az elméleti kutatásban használják, a klinikai gyakorlat azonban csak elvétve alkalmazza. Legtöbbször az α sávi jelek vizsgálatánál találkozunk ezekkel a fogalmakkal. Mindennek ellenére a teljes matematikai apparátus felvonultatása során érdemes megemlíteni.

2.3. Időintervallum-, frekvencia- és fázismérések

Az ide tartozó adatok közül a legfontosabb a momentán és az átlagos frekvencia meghatározása, mely az egyes EEG sávokon belüli domináns intenzitások periodicitását és annak ingadozását jellemzi. A momentán frekvencia értéke mellett felveszik a frekvencia, illetve időintervallum eloszlásfüggvényét is. Ez utóbbi ugyanis a momentán frekvencia által hordozott információkat sűrítve tartalmazza.

Az időintervallumok eloszlásának vizsgálatánál négy alapvető üzemmódot különböztethetünk meg:

a) Intervallum mód: a tetszőleges irányu szint-, illetve nullátmenetek közötti intervallumok mérése.

b) Periódus mód: az azonos irányu szint-, illetve nullátmenetek közötti intervallumok mérése.

c) Dwell üzemmód: az adott szint felett, illetve alatt tartózkodási intervallumok mérése.

d) Post stimulus mód: a stimulus után érkező intervallumok mérése.

Az intervallumok eloszlás- és sűrűségfüggvényét két csatornás kivitelben szimmetria-analízisre is használják.

A fázismérés jelentősége nem nagy. Teoretikusok az α sávi fázisméréssel foglalkoztak, alkalmazása azonban nem terjedt el a gyakorlatban.

3. Jelfeldolgozó berendezések

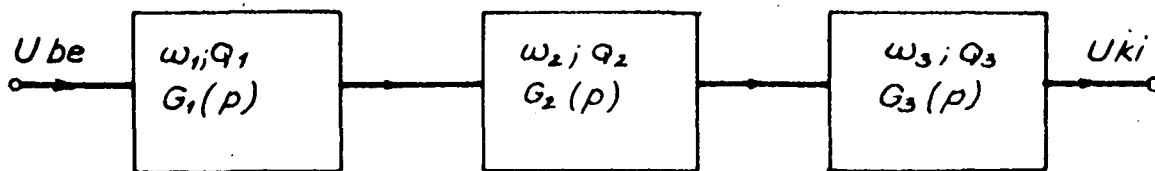
3.1. Spektrumanalízis

3.1.1. A klasszikus analóg szűrési technika

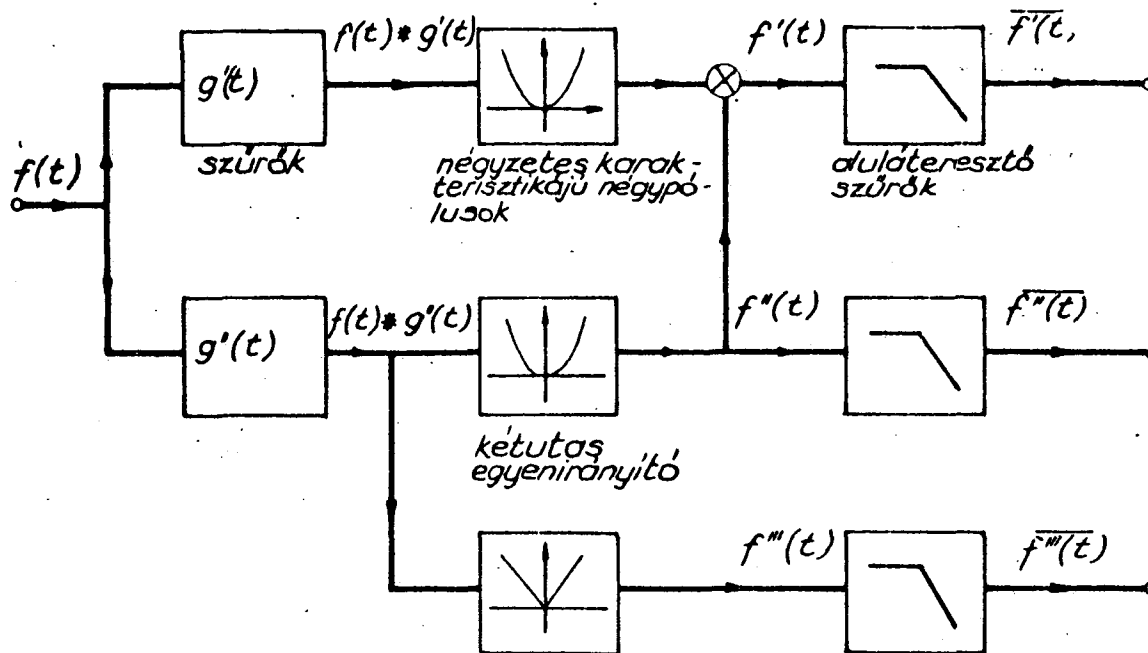
A leggyakoribb keskenysávu EEG szűrő tömbvázlata az 1. ábrán látható. A szükséges szelektivitást két vagy három, egyenként egy-egy komplex konjugált póluspárt realizáló négy pólus kaszkádba kapcsolással lehet biztosítani. Az ajánlott keskenysávu szűrőrendszer a teljes EEG sávot 16 lépésben fogja át.

Gyakran merül fel az az igény, hogy az EEG jelnek csak a főbb frekvenciatartományait (alfa, béta stb.) válasszuk szét. Ezt az ún. szélessávu EEG szűrőrendszer elégíti ki. A szélessávu rendszer jól használható az általános matematikai jelfeldolgozás előkészítésére.

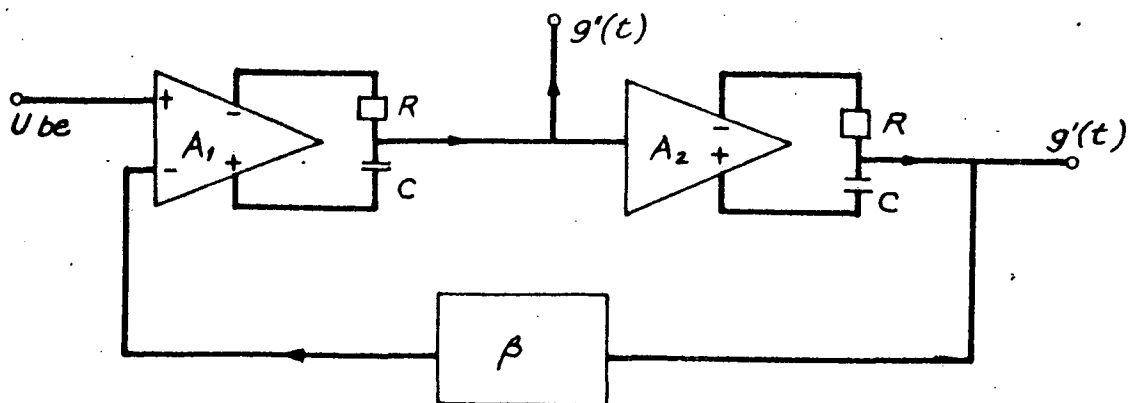
A teljesítményspektrum felvételére szolgáló szokásos mérőrendszer vázlata a 2. ábrán látható. A háromféle lehetséges kimenőjel a sávközépi spektrális teljesítménysűrűséget, illetve annak négyzetgyökét méri. A jelek az aluláteresztő szűrők kimenetén jelennek meg.



1. ábra
Bioelektronikai sávszűrő



2. ábra
Spektummérő rendszer



3. ábra
Aktív sávszűrő

A rendszer lineáris szűrőt egyetlen aktiv RC áramkörrel meg lehet valósítani (ld. 3. ábra).

3.1.2. Digitális szűrők

Az analóg és digitális felépítésű digitális szűrők tömbvázlata rendkívül hasonló (ld. 4. és 5. ábra). Mindkét esetben ugyanazokat az áramköri feladatokat kell végrehajtani: késleltetés, súlyozás és összegzés.

Nagy késleltetési idővel rendelkező analóg késleltető művonal igen nehezen realizálható, így a biológiai jelek tartományában transzverzális szűrőket nem használnak (a magnetofonos késleltetés nehézkes).

A teljesen digitális felépítésű rendszer viszont előnyösen alkalmazható a nagy szelektivitású orvoselektronikai aluláteresztő szűrők kialakítására. A digitális szűrők a jó jelalakítvitel mellett igen nagy levágási meredekségek lehetnek.

3.1.3. Spektrumszámítás

A gyors Fourier transzformáció végrehajtása nagy memóriakapacitással, aritmetikai egységgel rendelkező digitális számítógépet igényel. Még a speciálisan erre a célra kifejlesztett rendszerek is, melyek legtöbbször két csatornás kivitelben készülnek, legalább 2×1024 16 bites szó tárolására alkalmas memóriát és 2×10 bites A/D konvertert tartalmaznak (ld. 6. ábra). Az ilyen méretű célszámítógépek tervezése és kivitelezése már akkora költségráfordítást igényel, hogy érdemes kis többletköltséggel alkalmasabbá tenni a rendszert egyéb jelfeldolgozási feladatok ellátására (korreláció, inverz Fourier transzformáció, amplitudó valószínűségi eloszlásfüggvény, stb.). A számítógéphez lyukszalag olvasó, lyukszalag lyukasztó, írógép, katódsugárcsőes vagy mechanikus karakterisztika rajzoló csatlakoztatható. Gyakori az on-line korrelátorok és a gyors Fourier transzformációs rendszerek összekapcsolása. Ily módon a teljesítményspektrum egyszerűen előállítható.

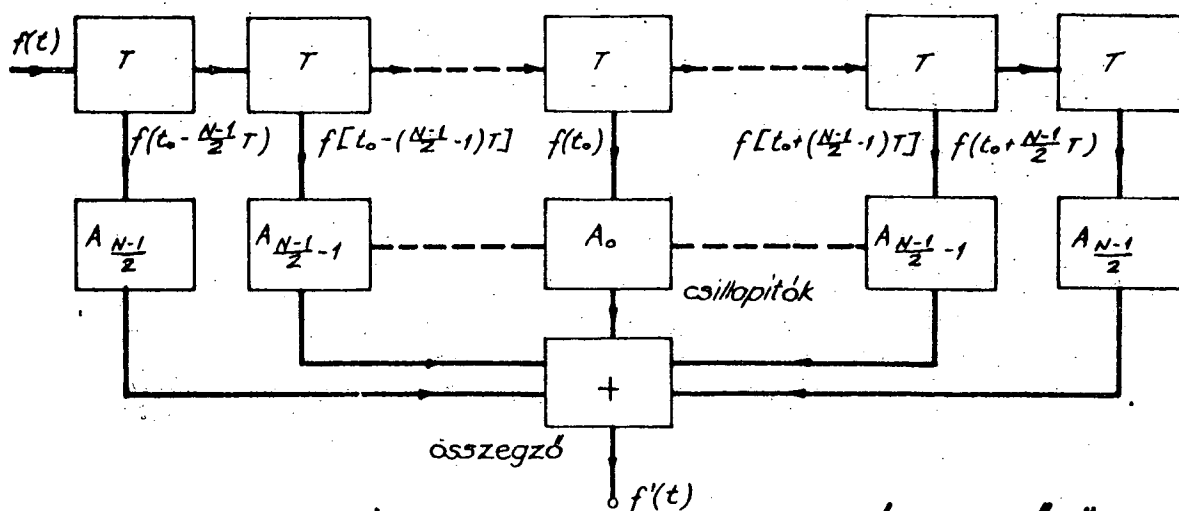
Az orvosi gyakorlatban a teljesen digitális, nagy méretű jelfeldolgozó rendszerek ma még nem terjedtek el. Néhány éves távlatban viszont várható, hogy egy-két nagyobb kutató bázis rendelkezik már ilyen méretű adatfeldolgozó apparátussal.

3.2. Korrelációs és jelátlagolási módszerek

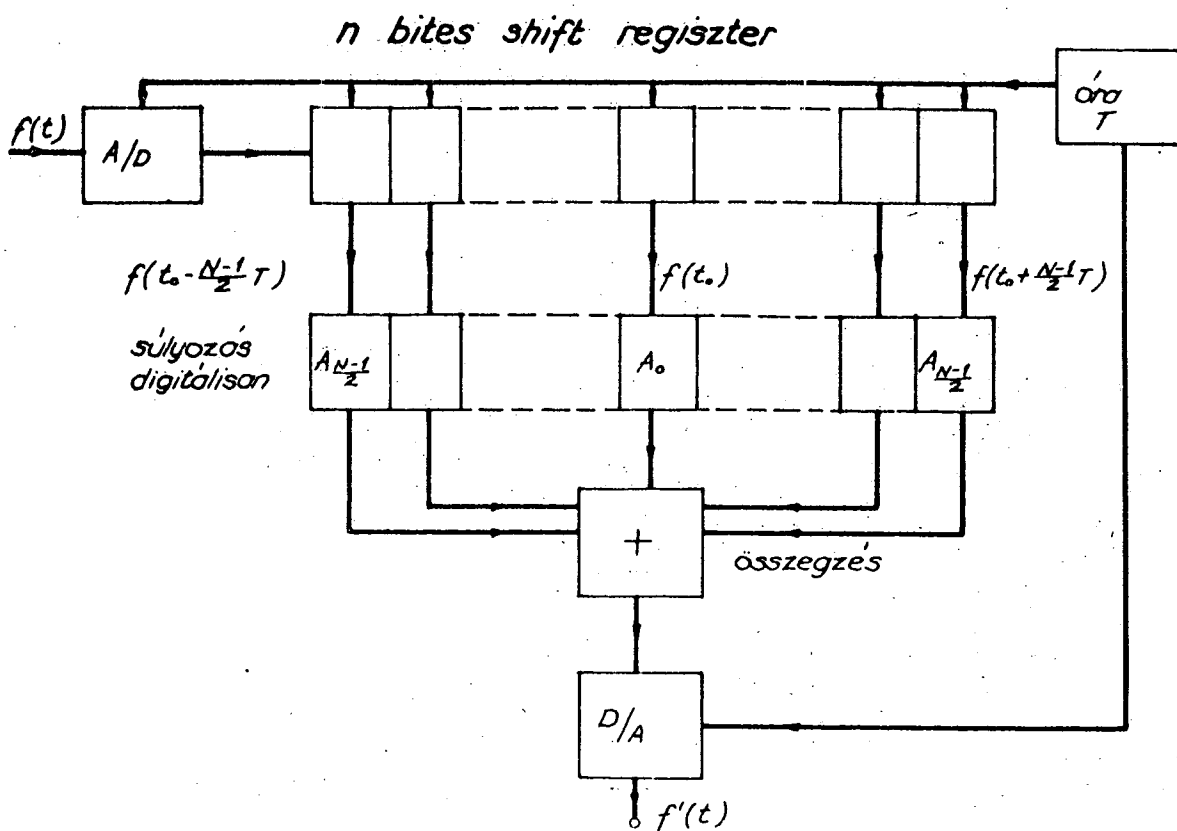
3.2.1. Korreláció számítás

A 7. ábrán látható analóg korrelációs rendszert ma már igen ritkán alkalmaznak. A felhasznált késleltető művonal megvalósítási nehézségei, az analóg szorzók pontatlansága és a rendszer viszonylatos merevsége miatt ez a megoldás elvesztette létjogosultságát.

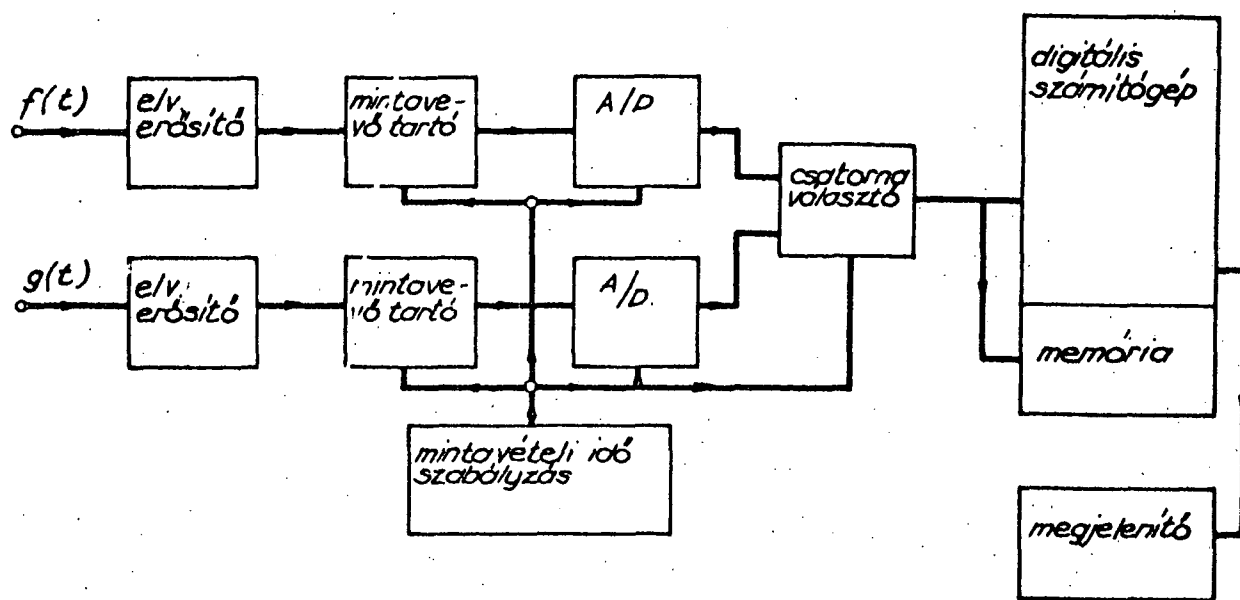
Analog késleltető művonal



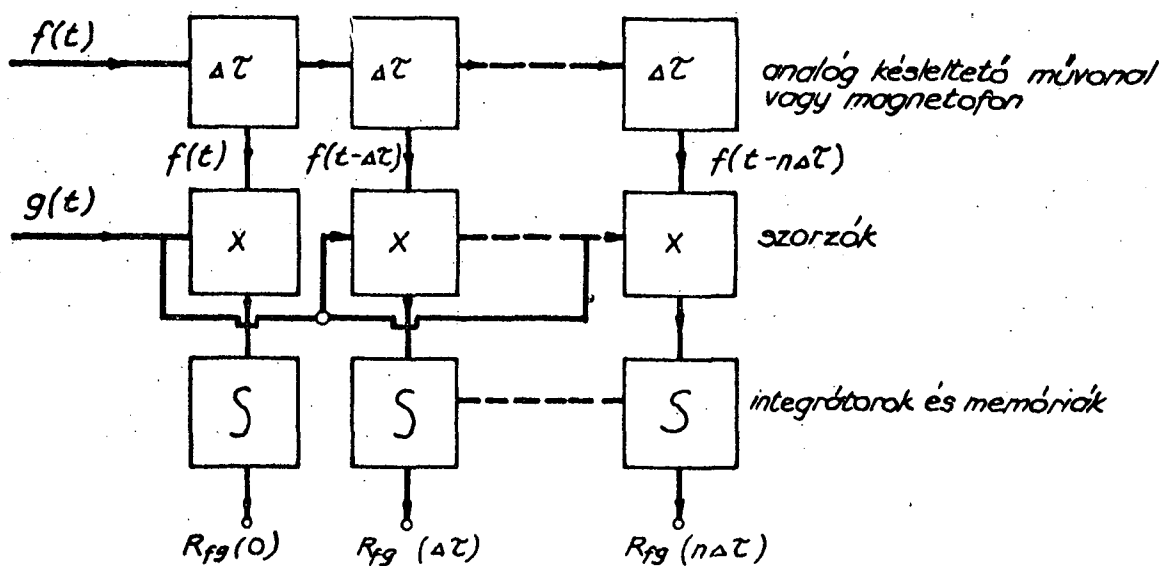
Szimmetrikus transzverzális szűrő 4. ábra



Szimmetrikus digitális szűrő 5. ábra



Kétcsatornás gyors Fourier transzformációs rendszer
6. ábra



Analog korrelátor
7. ábra

A 8. ábrán a polaritás és szélességmodulációs rendszerű korrelátorok tömbvázlata látható. Külön ábrázolás nélkül ide sorolható a Stieltjes-féle korrelátor is, mely végeredményben az egyszeres polaritáskorrelátor multiplikálásából született. Ezek a megoldások csak közelítik a valódi korrelációs függvényt, és az általuk előállított eredmények pontossága függ az aktuális bejövő jel sztochasztikus jellemzőitől, mégis elterjedten alkalmazzák őket, mert áramköri felépítésük egyszerű, és rendkívül rugalmasan változtatható az idő szerinti felbontás.

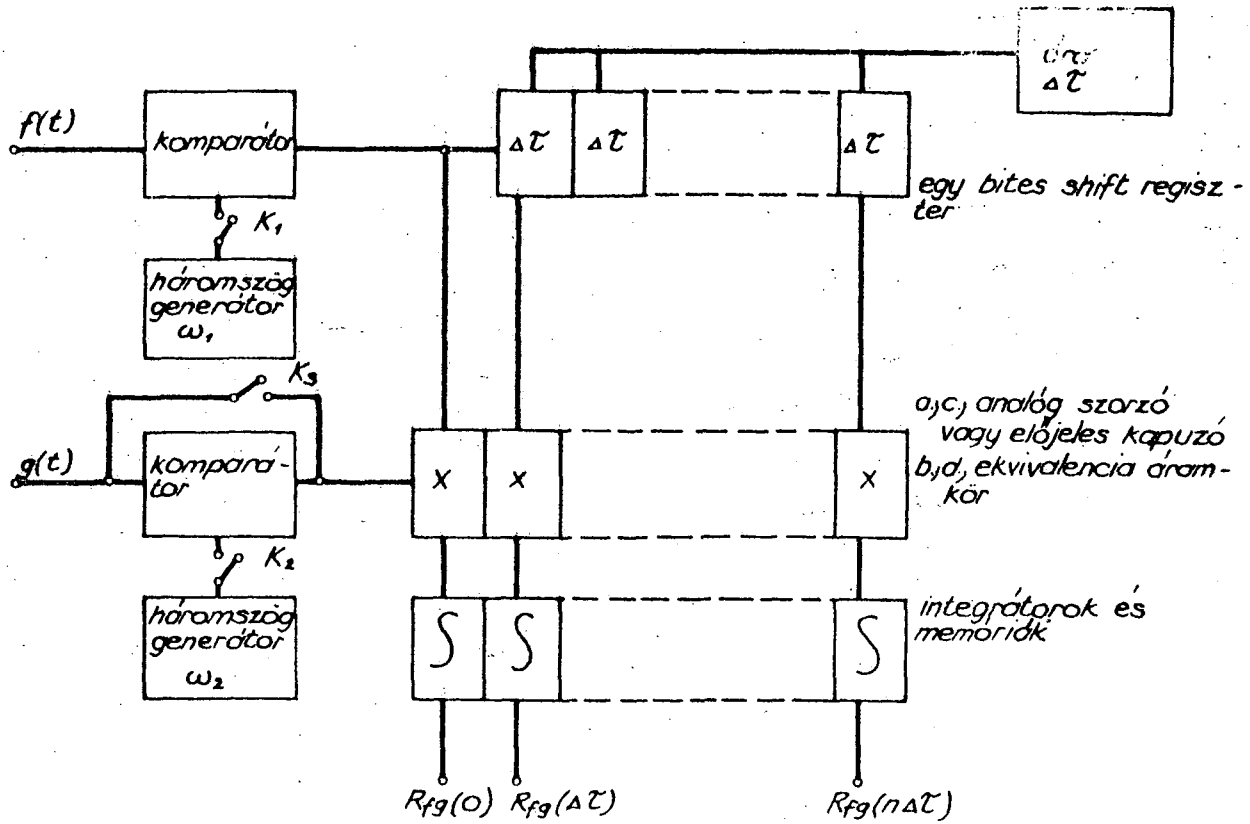
Az integrálási idő csak kis mértékben változtatható. RC tagos integrálásnál az eredmény csak a mérés alatt áll rendelkezésre. A bemeneti jelet a feldolgozás előtt automatikusan normalizálni szokták, azaz a jelteljesítmény értékét egy előre megadott szintre állítják. (Ez csak a szélességmodulált rendszerben fontos, a polaritáskorrelátorok lényegében szintfüggetlenül működnek.)

Az un. triggerelt korrelátorok tömbvázlata a 9. ábrán látható. A triggerelő impulzust előállító figyelő áramkör a nullátmeneteket (szintátmeneteket), a csúcsertékeket, vagy a külső indítójel és a vizsgált időfüggvény pozitív szakaszainak koincidenciáját érzékelheti. A trigger jel a mintavevő és tartó áramkört, illetve az átlagoló memóriát vezérli. A memória töltése aperiodikus és szakaszos, így ebben a rendszerben csak a valódi analóg vagy a digitális integrálás használható. Az átlagolt értékek száma a bejövő jel jel-zaj viszonyától függ. Valódi kommutatív integrálásnál $N = 2^7 \dots 2^{21}$. Az elérhető jel-zaj viszony javulás $N = 2^{3,5} \dots 2^{10,5}$ értékű.

A teljesen digitális felépítésű korrelátorok (ld. 10. ábra) előnye az előbbi rendszerekkel szemben az átlagolási mód és az integrálási idő változtathatósága ($T = 30 \text{ msec} \dots 10^7 \text{ sec}$. exponenciális átlagolásnál, $N = 2^7 \dots 2^{21}$ kommutatív átlagolásnál), valamint az a tény, hogy a digitális memória a számítás eredményét hosszú ideig megőrzi és hozzáférhetővé teszi. A memória lehet RAM típusú vagy cirkulációs rendszerű shift regiszteres, vagy késleltető művonalas. A korrelációs számítás szempontjából a pontosságot alig befolyásolja az, hogy a mintavételi felbontás a két oldalon különböző. A 3 bites durvább felbontás már elegendő pontosságot biztosít.

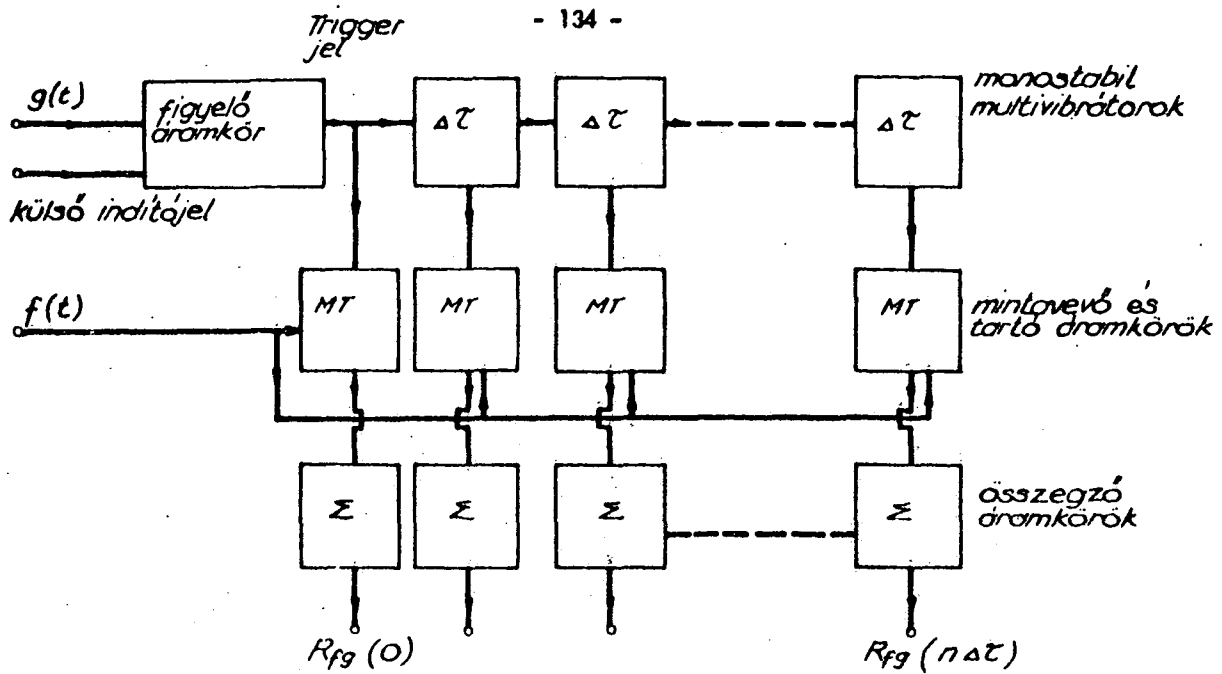
3.2.2. Triggerelt átlagolás

Az analóg kondenzátoros triggerelt átlagoló rendszer egyszerű felépítése miatt alkalmas lehet a bioelektronikai feladatok ellátására. A 11. ábrán bemutatott rendszerben a bejövő indító impulzus egy óragenerátort hoz működésbe, mely az elemi késleltetési idő $\Delta \tau$ ütemében a mintavevő kapcsolókat működteti. Az átlagolás itt is valódi integrálás. RC tagos integrálás a bejövő jelek esetleges aperiodicitása miatt nem alkalmas az összegzésre. A kapacitások tartalmát külön kap-

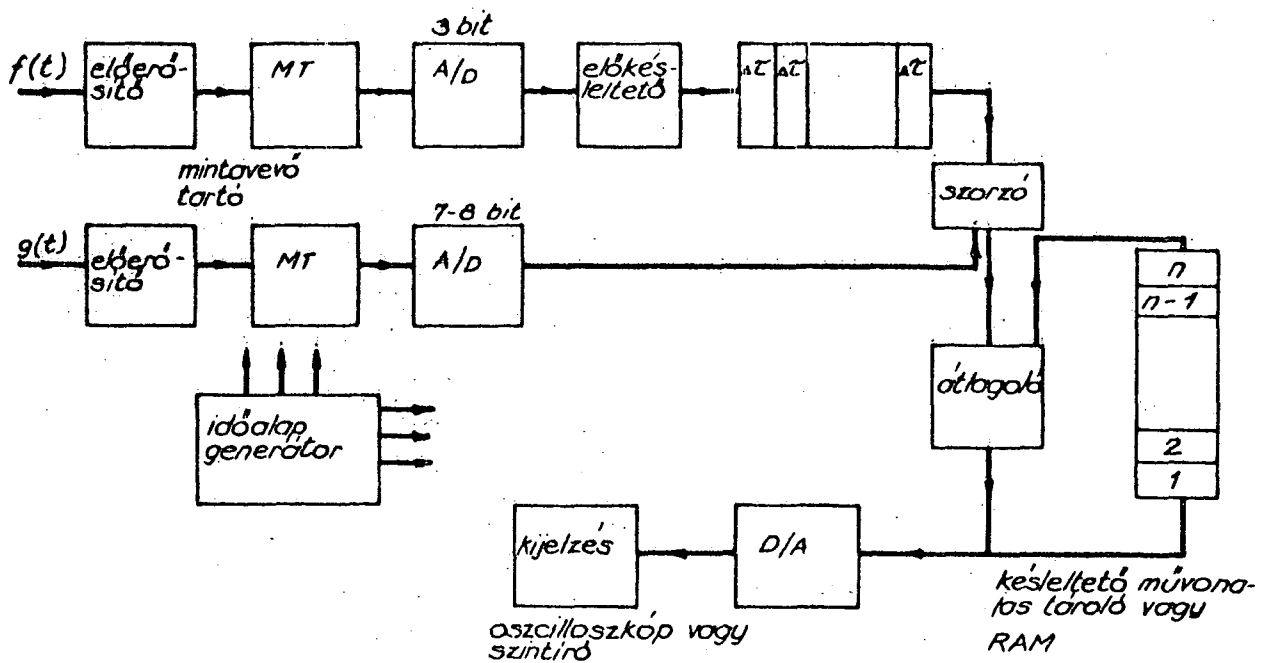


- a) analóg + szélességmodulált rendszer (K_1, K_3 zárva, K_2 nyitva)
- b) kétszörös szélességmodulált rendszer (K_1, K_2 zárva, K_3 nyitva)
- c) egyszeres polaritáskollerátor (K_1, K_2 nyitva, K_3 zárva)
- d) kétszeres polaritáskollerátor (K_1, K_2, K_3 nyitva)

8. ábra



Triggerelt korrelátorok
9. ábra



Digitális korrelátor
10. ábra

csolórendszer írja ki. A kiírás és a töltés üteme teljesen független. Orvosi rendszerekben célszerű a készüléket két csatornás kivételben felépíteni.

Az áramkör digitális változatának működése hasonló (ld. 12. ábra). A triggerelő jel hatására az indított órajel segítségével n darab mintát veszünk. A/D átalakítás után a rendezett mintákat összegzés után a memória megfelelő rekeszébe tároljuk. Az átlagolási mód változtatható, az átlagolt impulzusok száma $N = 2^0 \dots 2^l$.

A triggerelt átlagolást minden olyan digitális készülék végre tudja hajtani, mely alkalmas a keresztkorreláció számítására. Ugyanis, ha az egyik bemenetre állandó, pl. egységnyi jelet adunk, és biztosítjuk a külső jellel történő indítást, akkor a számítás végeredménye éppen a másik csatorna jelének várható értéke, azaz átlaga lesz.

3.2.3. Eloszlásfüggvények vizsgálata

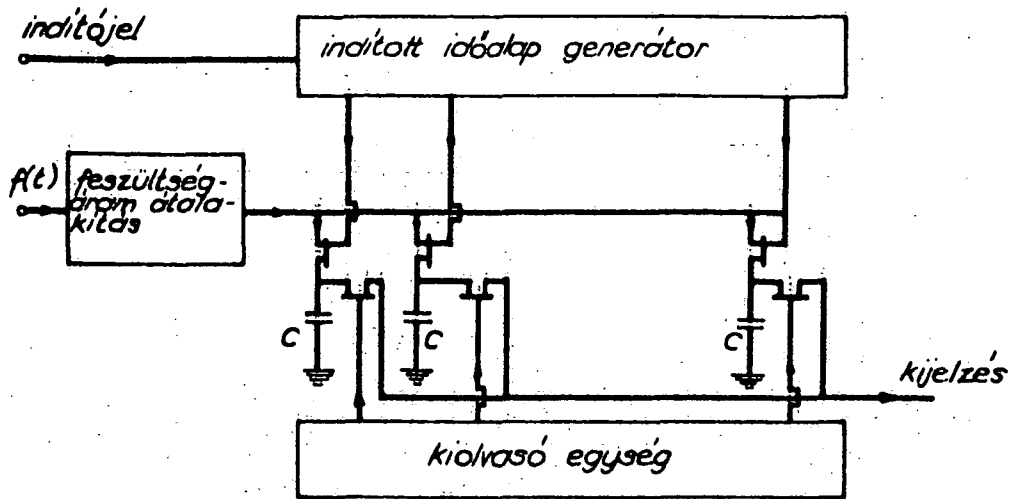
A 13. ábrán látható egyszerű amplitúdó analízáló rendszert a neuron jelének minősítésére használják. A bemeneten elhelyezett komparátor a jel érkezésekor indító impulzust szolgáltat. A többi áramköri részlet arra szolgál, hogy az indító impulzus után t_1 és t_2 időpillanatban mintát vesz a bejövő jelből és a mintákat kvantálja. A kvantálási lépcsők száma 4-5. Az így kapott két szám alapján az érkezett impulzust jellemezni lehet. Átlagolással egybekapcsolva a rendszer alkalmas az amplitúdó eloszlási függvény felvételére.

A hibrid amplitúdó analízáló rendszer, melyet a 14. ábrán tüntettünk fel, egyszerre alkalmas az amplitúdó eloszlás- és sűrűségfüggvény, a csúcsték és nullátmenet eloszlásfüggvény felvételére. A bemeneten két komparátor található, melyek egy fűrészgenerátorról kapják a komparáláshoz szükséges referencias feszültséget.

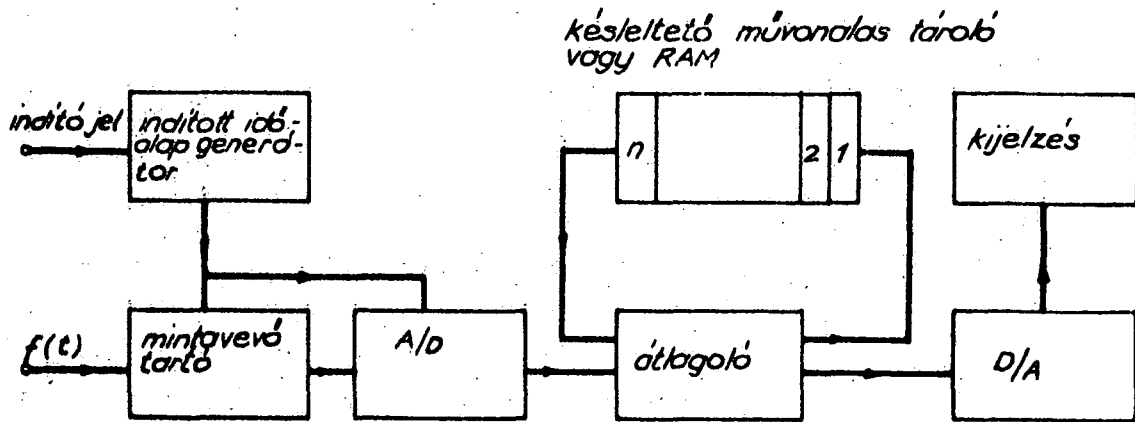
Amplitúdó eloszlásfüggvény felvételekor csak a felső komparátor működik. Az A kimeneten megjelenő szélességmodulált jel átlagos egyenfeszültsége (integrálás után) éppen az aktuális referencias feszültséghez tartozó amplitúdó eloszlásfüggvény-értékkel egyenlő.

Amplitúdó sűrűségfüggvény vizsgálatakor a két komparátor referencias feszültsége egy kis értékkel, az amplitúdó-ablakkal különbözik egymástól. A kimeneti A és B szélességmodulált jelek különbségének integrálása (az aktuális differenciális valószínűség) annak a valószínűségét adja, hogy a jel milyen gyakorisággal tartózkodik az amplitúdó-ablakon belül. A lépések száma általában 50 ... 100.

A csúcsheszültségek és a nullátmenetek gyakoriságának érzékelésére a két komparátor kimenő feszültsége alkalmas. Az időegységre jutó csúcsok és nullátmenetek száma (az amplitúdó-ablakban, illetve a komparálási szinten) egyszerű logikai és impulzustechnikai áramkörök



Analog triggerelt átlagoló rendszer
11. ábra



Digitális triggerelt átlagoló rendszer
12. ábra

Hibrid amplitúdó analizáló rendszer
14. ábra

segítségével előállítható. A csúcsokhoz és nullátmenetekhez monostabil multivibrátorral állandó amplitúdójú és szélességű impulzusokat rendelünk. Ezen impulzusok átlaga a keresett gyakorisággal azonos.

Az eredményeket szintirón jelenítik meg. A szintirő vízszintes eltérítését a komparálási szintet adó fűrészgenerátor szolgáltatja.

A 15. ábrán feltüntetett hibrid amplitúdó-analizáló rendszer a ciklikus memória cirkulálási idejének állandóságát használja fel az eloszlásfüggvények felvételére. A bemenő jelből akkor veszünk mintákat, amikor a memória első szava megjelenik az összegző áramkörben. Az indított fűrészgenerátor egy olyan fűrészfeszültséget állít elő, mely a mintavett jel értékétől indul és állandó meredekséggel egy referenciafeszültség felé csökken.

Ha a komparálás megtörténik, a jel azonos a referenciával, akkor a memória aktuális összegzőben lévő tartamát eggyel megnöveljük. N számú mintavételezés után a memória egyes címein az amplitúdó sűrűségfüggvény értéke található.

Ha az amplitúdó eloszlásfüggvényt kívánjuk előállítani, akkor nem csak az aktuális, hanem a következő ciklus kezdetéig minden későbbi memóriarekesz tartalmát növelni kell.

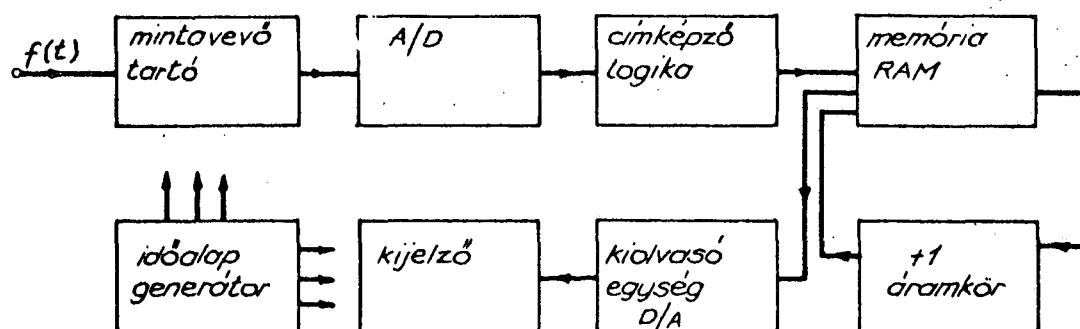
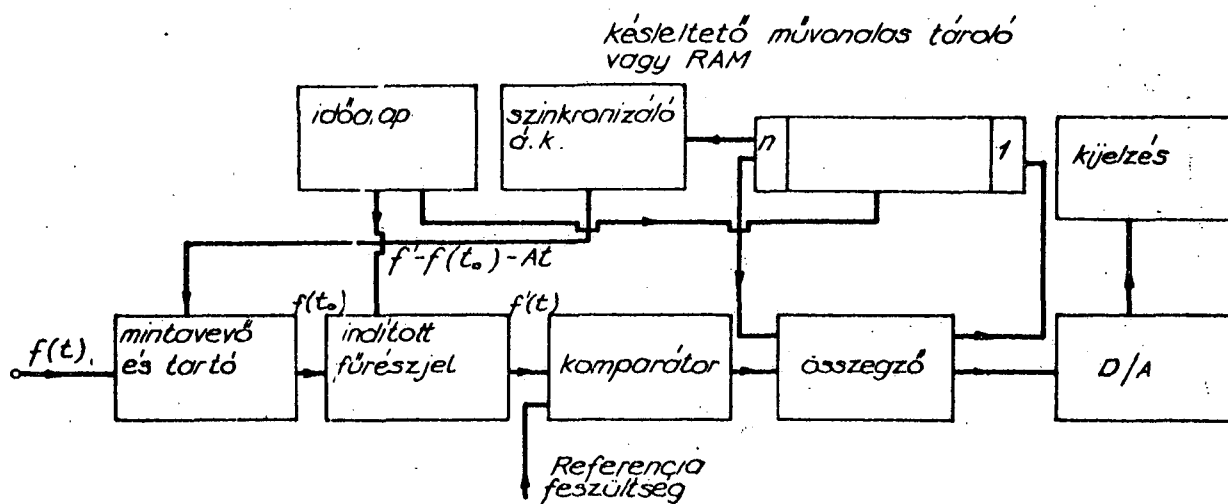
A megjelenítés oszcilloszkóppal és szintirővel egyaránt elképzelhető. A teljes függvényt itt egyszerre állítjuk elő. Így a teljes információ tetszőleges időpontban hozzáférhető.

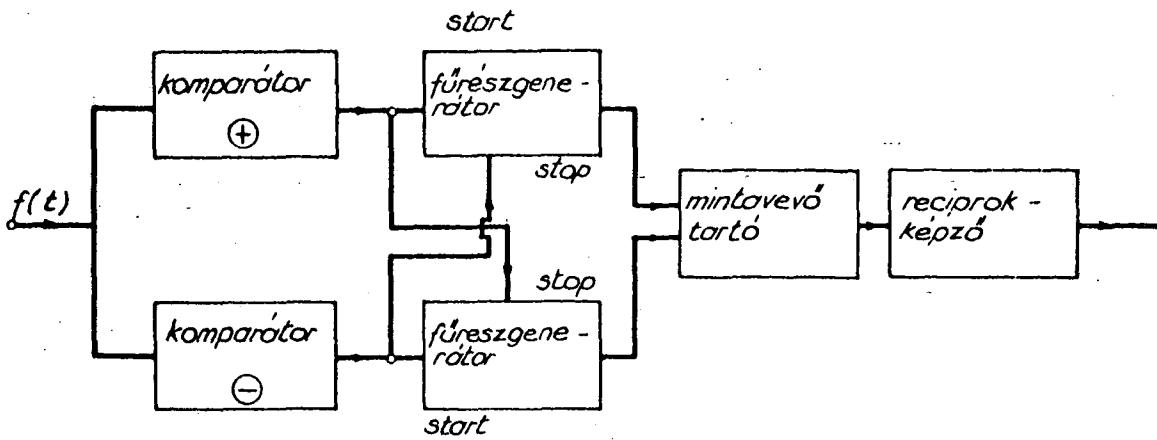
A 16. ábrán a sokasatornás analizátorokkal kialakított amplitúdó-analizáló rendszerek szokásos tömbvázlata látható. A bejövő jelből a jelben előforduló periodicitásokkal inkohereus módon mintákat veszünk. Az aktuális minta kvantálás után nyert értéke a memória egy címét jelöli ki. Ennek a címnek a tartalmát eggyel növelve az amplitúdó sűrűségfüggvényt tudjuk felvenni. Az amplitúdó-ablakot a kvantálási bitek száma és az átfogott feszültségtartomány határozza meg. Az amplitúdó eloszlásfüggvény a memória tartalmának összegzésével nyerhető. A kiolvasás teljesen független a számítás menetétől.

3.3. Frekvencia és fázismérés, hisztogramok

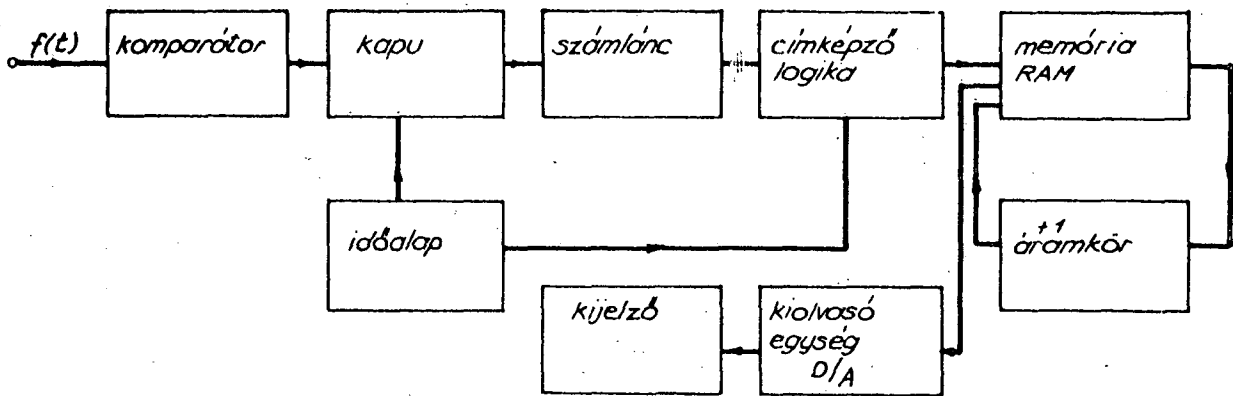
3.3.1. Frekvencia- és fázismérés

A legegyszerűbb analóg momentán frekvenciamérő (ld. 17. ábra) a jel nullátmeneteit érzékeli. A pozitív és negatív nullátmenetek egy-egy fűrészgenerátort indítanak. A fűrészgenerátorok feszültségváltozási meredeksége állandó. A pozitív átmenetre induló fűrészjelből a negatív nullátmenet pillanatában mintát veszünk és ezt a következő pozitív nullátmenet időpillanatáig tartjuk. Ekkor a negatív nullátmenetre induló fűrészjelből veszünk mintát. Ilyen módon a mintavevő és tartó áram-





Momentan' frekvenciamérő
17. ábra



Digitális intervallum (frekvencia) analízáló rendszer
18. ábra

kör kimenetén mindig a két nullátmenet közötti időintervallummal arányos jel jelenik meg. Reciprokképzés után a kimeneti jel a pillanatnyi (momentán) frekvenciával arányos.

A fenti rendszer bonyolultabb változata a digitális elven felépített intervallum-analizáló készülék (ld. 18. ábra). A berendezés a tetszőleges T idő alatt beérkező impulzusok számát határozza meg. Segítségével az átlagos pillanatnyi frekvencia és a frekvencia vagy intervallum eloszlásfüggvény is meghatározható. Az eloszlásfüggvények felvétele teljesen hasonló a digitális amplitúdó analíziséhez a megismert rendszerrel. Az aktuális impulzusszám a memória egyik részét jelöli ki, melynek tartalmát eggyel növeljük.

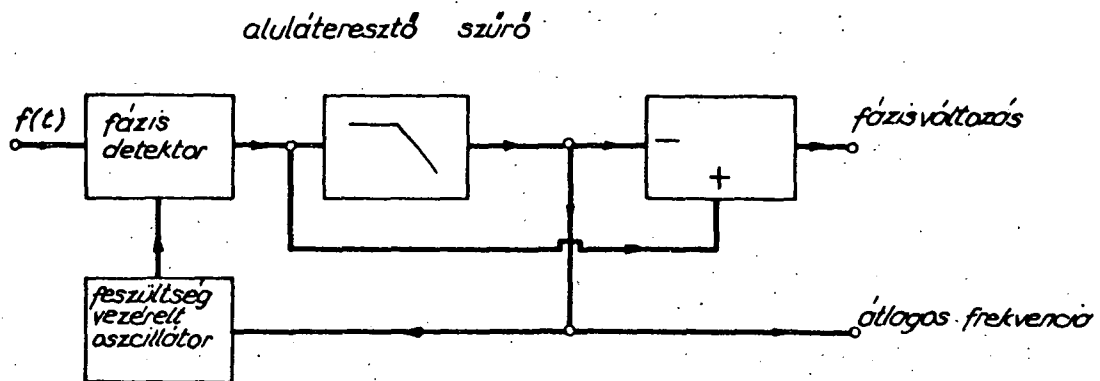
A 19. ábrán az átlagos frekvencia, és a fázis mérésére alkalmas rendszer tömbvázlata látható. Az átlagos frekvenciával arányos jel az aluláteresztő szűrő kimenetén vezethető le. Pontossága jelentősen függ a VCO linearitásától. Ha ezt biztosítani nem lehet, akkor a VCO kimenő jelének frekvenciáját külön készülékkel kell meghatározni. A fázisváltozással arányos jelet a különbségképző áramkör kimenetén kapjuk meg. A rendszer nagy $(\pm 10\pi)$ fázisfogása csak bonyolult fázisdetektorral biztosítható. Pontos méréshez nagy lineáritású fázisdetektorra van szükség. A mérés előtti jelbefogás végrehajtásához a rendszert egyéb blokkokkal is ki kell egészíteni (fűrészgenerátor, befogás-érzékelő feluláteresztő szűrő, komparátor, kapcsoló, stb.)

3.3.2. Hisztogramok felvétele

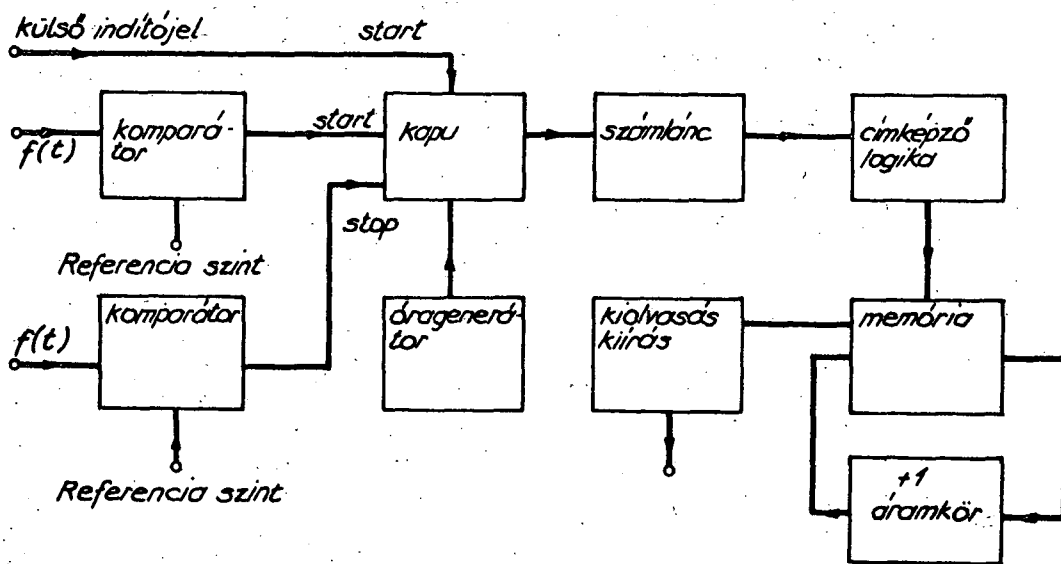
Az intervallum és post-stimulus hisztogramok vizsgálatára a 20. ábrán látható digitális berendezést fejlesztették ki. A rendszer figyelő áramkörre a külső indítójel hatására egy referencia óragenerátort indít el. Ha a bejövő jel elér egy előre kijelölt értéket, akkor a referencia órajel periódusainak számlálása leáll, az így kapott szám az indítójel és a komparálás között eltelt időintervallumot méri. A többször megismételt méréssel felvehető az intervallum átlagos hossza, illetve az intervallum eloszlásfüggvénye is.

4. Összefoglalás

Az előadás annak a rendszertechnikai tanulmánynak rövid kivonata, melyet a Budapesti Műszaki Egyetem Híradástechnikai Elektronika Intézete az EMG Esztergomi Gyógyegysége megbízásából készített. A tanulmány alapján egy korszerű, minden igényt kielégítő EEG laboratóriumot fejlesztünk ki. A fejlesztendő munka már korábban - a tanulmány megszületése előtt - megindult és eredményeképpen több EEG analízáló és kiszolgáló berendezés született (16 csatornás analízátor és integrátor, momentán frekvenciamérő, FM magnetofon, szé-



Phase - locking átlagos frekvencia és fázismérő
19. ábra



Digitális hisztogram felvevő rendszer
20. ábra

lességmodulált korrelátor). A közeljövőben megindul egy elsősorban orvosi felhasználhatóságú sztochasztikus analízátor tervezése és fejlesztése. E készülék egyesíti magában az előadás során vizsgált jelfeldolgozási módokat és jelentős segítséget nyújt majd az EEG berendezésekkel dolgozó orvosoknak.

I r o d a l o m

- 1) Pap László: Biológiai jelek matematikai feldolgozása.
Tanulmány. 1972.
- 2) W.J. Perkins: Biomedical Engineering
Electronics Record, reprinted from
Proc. IEEE, Okt. 1971, pp. 1051-1069.
- 3) A.M. Grass and F. Gibbs: A Fourier Transform of the
Electroencephalogram.
J. Neurophysiology, Vol. 1. 1938. pp. 521-526.
- 4) I.I. Denier, Van der Gon and I. Strackes: Some aspects of EEG
Frequency Analysis.
IEEE. Trans. on BME, Vol. BME-13., No. 3.,
July 1966 pp. 120-130 .
- 5) E. de Boer and P. Kuper: Triggered Correlation
IEEE. Trans. on BME, Vol. BME-15., No.3.,
July 1968. pp. 169-179.
- 6) F.H. Lange: Korrelation - Elektronik
VEB Verlag Technik, Berlin, 1962.
- 7) dr. Házman István - Pap László - Lugosházi Ildikó:
Jelentés az EMG Esztergomi Gyáregységének, 1972.

SZOTE Központi Kutatólaboratórium, POTE I. Belklinika

Különböző statisztikai és alakfelismerési módszerek alkalmazási
tapasztalatai májbetegségek differenciál-diagnosztikájában

Győri István, Nagy Ibolya, Benedek Szabolcs és Boda Krisztina

Munkánk kezdeti célja Dr. Nagy Ibolya: "Haemotasis és máj. Véralvadási vizsgálatok értéke a máj betegségekben" című kandidátusi értekezésében foglalt állítások (következtetések) matematikai módszerekkel történő alátámasztása, továbbá olyan diagnosztizáló eljárás megkeresése, amely megbízhatóan ismeri fel a véralvadási vizsgálatok laboratóriumi eredményeinek ismeretében fennálló betegséget. A betegségek a következők voltak:

- 1.) Cirrhosis hepatitis
- 2.) Akut hepatitis
- 3.) Steatosis hepatitis
- 4.) Icterus mechanikus
- 5.) Hepatitis chronica
- 6.) Kontroll csoport

A kitűzött cél megvalósítása közben felmerülő problémák megoldásának eredményeként létrehoztunk egy programköteget, amelyet most ismertetni fogunk.

A programokat a JATE Kibernetikai Laboratóriumának MINSZK-22 típusú elektronikus számítógépére ALGOL, illetve INZSENYÉR programozási nyelven írtunk.

E program-köteg a következő programokat tartalmazza:

1.) Rutin statisztikai vizsgálatok.

E vizsgálatok eredményei alátámasztották az orvos azon feltevését, amelyek a kísérleti eredményekből illetve a sokéves tapasztalatból adódtak.

a.) Gyakoriságok és relatív gyakoriságok vizsgálata

Az egyes vizsgálati eredményeket (tüneteket), amelyek folytonos valószínűségi változók diszkrétizálhatjuk, azáltal, hogy

csak annyit veszünk figyelembe, hogy az értékük csökkent, normális vagy magas.

Az ezeket elválasztó értékek minden tünetnél orvosilag jól meghatározottak. A program bemenő paraméterei az egyes tünetek, eredményei pedig a tünetek gyakorisága az egyes betegségekre vonatkozóan, aszerint, hogy a tünet értéke csökkent, normális vagy magas.

b.) Átlag, szórás, t-próba

A program az anyagot betegségenként csoportosítja, majd minden egyes betegségeken belül kiszámolja az egyes tünetek átlagát és szórását. Ezután a betegségeket minden lehetséges módon párosítva az egyes tüneteket kétmintás t-próbával összehasonlítja.

c.) Többváltozós regressziós és korrelációs analízis

A program kiszámolja az egyes tünetek közötti korrelációs, parciális korrelációs illetve többszörös korrelációs értékeket, valamint kívánságra meghatároz egy lineáris regressziós sítot.

2.) Diagnosztizáló módszerek

a.) Polinomiális diszkrimináló módszer

Minden betegséghez a hozzátartozó pontokból megalkot egy polinomot, azon szemléletes elv alapján, hogy a polinom értéke legyen nagy az illető betegséghez tartozó pontokban, ill. azok környezetében, másutt pedig kicsi.

Diagnózis készítésekor az illető pontban kiszámítja mindegyik polinom értékét és a pontot ahhoz a betegséghez sorolja, amelyhez tartozó polinom a legnagyobb értéket veszi fel abban a pontban.

b.) Potenciálfüggvényes módszer

Cél egyetlen olyan függvény megalkotása, amely a különböző betegségekhöz tartozó pontokban különböző előre meghatározott intervallumba eső függvényértéket veszi fel.

Ezt a függvényt az általunk megvalósított program polinom alakban kereste.

A polinom meghatározása $f(x) \equiv 0$ függvényből kiindulva iteratív úton történik. Minden egyes iteratív lépésnél az ismert diagnózisú pontokból felhasznál egyet és az abból nyert információ alapján a fenti célnak megfelelően módosítja az előző lépésben kapott függvényt.

Diagnózis készítésekor az illető pontban kiszámítja a polinom értékét, és a pontot ahhoz a betegséghez sorolja, amelyhez tartozó intervallumba esik a függvényérték.

A két utóbbi módszer alkalmazásánál csak rossz hatásfokkal sikerült megoldani a differenciál-diagnosztikai problémát. Ennek magyarázata az lehet, hogy egyidejűleg 6 különböző betegséget akartunk 12 tünet birtokában szétválasztani.

c.) Tünetek jellemzési képességének vizsgálata

A program a folytonos paramétereket beolvassa, átalakítja diszkrét értékűvé és a MINSZK-22 számítógép egy memória-rekeszében ábrázolja az egy emberhez tartozó tüneteket. Ezután a program a tünetegyüttesekből kiválasztja az azonosakat és nyomtatón kiadja, hogy az egyes tünetegyüttesek melyik betegségben hányszor fordulnak elő.

Megállapítottuk, hogy 12 tünetből álló tünetegyüttes esetén az azonos tünetegyüttesek előfordulásának valószínűsége - 340 vizsgálati egyént tekintve - nulla. Ebből azt a következtetést vontuk le, hogy a mi esetünkben egy tisztán logikai elemekre felépített diagnosztizáló modell felállítása nehézségekbe ütközik.

d.) Súlypont módszer

A módszer lényege, hogy egy beteg 12 tünete a 12 dimenziós térben egy ponttal ábrázolható. Az így nyert pontok összességét a program a betegség-típusoknak megfelelő halmazokra bontja fel, majd meghatározza a halmazok súlypontját.

Ezek ismeretében a diagnózis felállításnál a gép kiszámítja a kérdéses páciens és az egyes halmazok súlypontjainak távolságát, majd ahhoz a betegséghez sorolja a páciens, amelynek súlypontjához legközelebb van a páciens tüneteinek megfelelő pont.

Az egyes betegségek páronkénti szétválasztásával a legjobb százalékos eredményeinket a következő táblázat foglalja magába:

	KONTROLL	AKUT HEPATITIS	STEATOSIS HEPATIS	HEPATITIS CHRONICA
Icterus				
Mechanikus	83 %	86 %	64 %	64 %

Más betegségek összehasonlításánál a fenténél kedvezőtlenebb százalékos szétválasztás adódott, így pl. a Steatitis hepatitis és hepatitis chronica esetén a szétválasztás csak az esetek 53 %-ában volt jó.

Nem volt célunk ezen betegségek minden szempontból való orvosi diagnosztizálása. Az orvosi szempontból való értékelés megtalálható a fent említett kandidátusi disszertációban.

SZOTE Központi Kutatólaboratóriuma, SZOTE Gyermekklinika

Megjegyzések a számítógép által segített orvosdiagnosztikai és differenciál-
diagnosztikai kérdésekről

Győri István, Kovács Zoltán és Huhn Edit

A számítástechnikai kultúra elterjedésével a számítógép bevonult a diagnózis felállításába és a terápia megállapítása területére. Meg kell mondanunk, hogy az orvosok nagy része előítéllettel viseltetik a diagnosztizálás "gépesített" módjával szemben, de amíg azt csupán segédeszközként és nem orvospótlóként használják fel, csak jót tehet.

A számítógép orvosi alkalmazása két fő irányba halad:

a.) Nagy mennyiségű mérési adat, valamint a páciens jellemző adatainak az összegyűjtése és megfelelő kiértékelése. Alapprobléma bizonyos nem számszerű adatok alkalmas kódolása olyan formában, hogy az az adatfeldolgozás során a legkülönbözőbb szempontok szerint egyértelműen feldolgozható legyen. Az ilyen jellegű alkalmazás jelentős segítséget nyújthat akár a diagnózis felállításában, akár az oktatás során. Az oktatásban az orvostanhallgatók kurrens problémákhoz és esetekhez férhetnek hozzá, ahelyett, hogy csak a tankönyvekre támaszkodnának.

b.) Az alkalmazás másik irányát az elektronikus számítógép aktív alkalmazása képviseli, azaz a gép az orvost úgy segíti, hogy a manuális munkát elvégzi helyette.

Ma már mindkét irány alkalmazhatóságára elég sok példát lehet felsorolni. Ezek közül csak a következő néhányat emeljük ki. Ausztriában az Internationalen Gesellschaft für prospektive Medizin által kialakított rendszer, amely egy IBM-1800-as berendezéssel dolgozik. Bécsben működik egy rendszer, amellyel több tízezer beteg adatait vették fel és értékelték ki.

A rendszer az IBM-1130-as gépet használja és az új páciens diagnózisát kezdetben 75-80 %-os, majd az esetek nagyszáma növelésével 90-95 %-os biztonsággal állítja fel.

A másik irányzatra szolgál például a Tübingeni (NSZK) egyetemi klinikán üzembe állított IBM 1800-as elektronikus számítógéprendszer.

Jelen előadásnak a számítógépes orvosi diagnosztika néhány kérdésének, illetve egy orvosi információs rendszernek rövid ismertetése a célja.

Az orvosi diagnosztika gépesíthetőségének illetve hatékonysága fokozásának alapfeltétele a jól dokumentált adatok nagy mennyisége, ezért először az adatgyűjtés problémakörével foglalkozunk.

Az adatgyűjtés legeredményesebben egy megfelelően kidolgozott információs rendszerben valósítható meg, amelynek egyik legfontosabb kiindulási dokumentuma a kórtörténet. Egy általános jellegű kórlap kevésbé alkalmas adatfeldolgozási és diagnosztikai célokra.

Az ugynevezett "specializált" kórlapot azzal a céllal hozták létre, hogy a betegről szerzett információkat már a kitöltéskor rendszerezzék. A tapasztalatok szerint ezeket a kórlapokat olyan klinikákon célszerű alkalmazni, amelyek kapcsolatot tartanak valamely számítóközponttal.

A Szovjetunióban ilyen kórlapot érrendszeri megbetegedésekkel kapcsolatban (12, 13) készítettek.

Ez a kórtörténet két részből áll. A magyarázó rész, amely minden feljegyzés bal oldalán helyezkedik el, tartalmazza azokat az információkat, amelyek szükségesek az adatlap kitöltéséhez, de nem kerülnek bevitelre a számítógépbe. A tartalmi rész a lista jobb oldalát foglalja el, itt kódolják az orvos által a betegről a gyógykezelés folyamán szerzett információkat.

A rendszer a következő részekből áll:

1. személyi adatok
2. a beteg panasza
3. anamnesis morbi
4. anamnesis vitae
5. az orvos és a számítógép előzetes diagnózisa
6. a laboratóriumi és egyéb vizsgálatok eredményei
7. egy lista a hőmérsékletmérés eredményeinek feljegyzésére

A 2. és 6. alatt említett részt három alkalommal töltik ki, a klinikára való belépéskor, illetve távozáskor, valamint a betegség lefolyása szempontjából kritikus közbúlsó időpontban.

Ahhoz, hogy bizonyos egyértelműséget biztosítsanak, a rendszerben elkészítették a szakkifejezések egy szótárát, amelyben megadták az egyes szimptómák pontos jelentését és kódját.

Az elmúlt években az orvosi diagnosztika problémáinak megoldása során kiindulási dokumentumként használták fel a szabványosított

kórtörténeteket. Ezeken keresztül valósul meg az orvos (beteg) és a számítógép kapcsolata.

B.I. Mojszejeva részletesen foglalkozott az orvos és a számítógép effektív kapcsolatának problémájával, valamint a szimptómák rendszerezésének kérdésével (14).

Kaliforniában létrehoztak olyan rendszereket, amelyekben a kiindulási orvosi információkat természetes nyelven vitték be a számítógépbe (15). Ezért az IBM 1410-es számítógépre írtak olyan speciális programot, amely az angol szöveget szavanként meghatározott szimbólumokká alakítja át.

A beteg a felvételi irodán kap egy három részre osztott dobozt. Az egyik rekeszben 207 darab kártya van, mindegyiken egy kérdéssel. A beteg válaszol a kérdésekre és utána a másik két rekesz valamelyikébe helyezi őket aszerint, hogy a kérdésre adott válasz "igen" vagy "nem". Utána ezek a kártyák a különböző vizsgálatok eredményeit tartalmazókkal együtt az adatelőkészítőbe kerülnek, ahol a betegről szerzett információkat lyukszalagra vagy lyukkártyára viszik.

Ennél az eljárásnál többen kifogásolják, hogy a kórtörténet felvételének egy fázisában nem szerepel a kezelő orvos. Ezért felhívják a figyelmet arra, hogy az orvos és a beteg elbeszélgetése sokkal célszerűbb módja az információszerzésnek. (16).

A differenciál-diagnosztika feladata az adott betegnél a kórtörténetben leírt tünetek alapján meghatározni a megfelelő diagnózist vagy diagnóziskombinációt, illetőleg az egyes diagnózisok valószínűségeit.

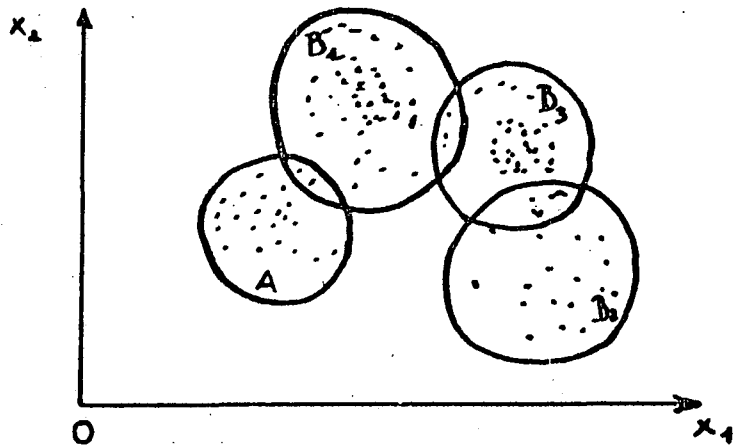
Ha egy jól megszervezett információs rendszer segítségével megfelelően sok egyedi esetet dokumentálnak, akkor következik a számítógépes diagnosztikai eljárás kidolgozása. Ezek az eljárások vagy valamilyen heurisztikus módszeren vagy a matematika különböző ágaiban, így a valószínűségszámításon, statisztikán, információelméleten, geometrián, logikán, illetve ezek kombinációján alapulnak.

A diagnosztikai modellek nagy része a valószínűségszámítás és a statisztika ismert eljárásaira támaszkodik. Ezek közül a legelterjedtebbek a Bayes-tétel, illetve különböző módosításain alapulnak. Legismertebbek a Ledly és Lusted illetve Bychovszkij módszerei. A fenti eljárások leírása különböző betegségtípusok diagnosztizálásánál megtalálható pl. az (1), (2), (3), (4), (6) és (7) munkákban.

A betegségek egyes tünetei, valamint a betegségek és a tünetek között található kapcsolatok leírására használják a matematikai logika módszereit.

Mivel a biológiai jelenségek, illetve a köztük lévő kapcsolatok nem determinisztikusan hanem egyedi ingadozásokon keresztül érvényesülnek, így a valóságot jobban megközelítik azok a diagnosztikai modellek, amelyek a logika és statisztika, illetve a logika és az információelmélet összekapcsolásán alapulnak. (lásd. (1), (2).)

A diagnosztikai modellek keretében a szervezet állapotát bizonyos X_1, \dots, X_n paraméterek rendszerével írjuk le. A paraméterek számának megválasztása tőlünk illetve a megvalósítandó céltól függ. A paraméterek segítségével a szervezet minden állapotának meg tudunk feleltetni egy n dimenziós vektort. Így a különböző betegségek az n dimenziós tér különböző részhalmazainak felelnek meg. pl. két dimenzióban:



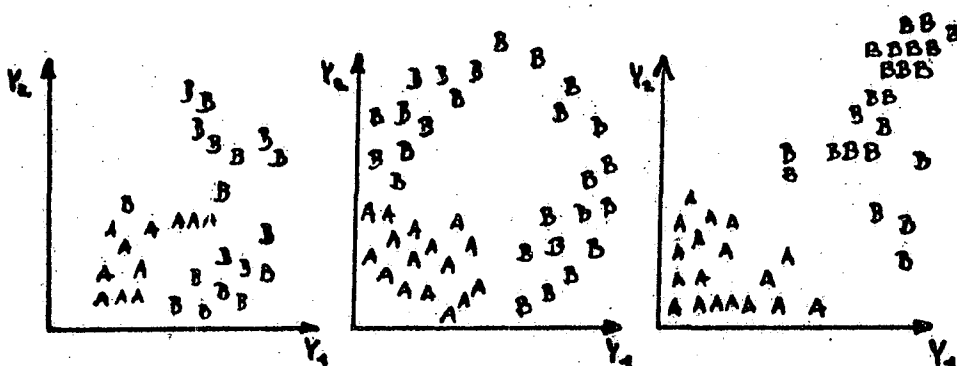
Az így megalkotott teret fázistérnek nevezzük. Az orvosi problémának modellünkben a fázistér halmazait szétválasztó függvények megkeresése felel meg. Az ilyen ún. elválasztó függvények megkeresésére az eljárások igen széles skálája ismert, például a súlypont módszer, diszkriminancia analízis, különböző alakfelismerési algoritmusok.

A súlypont módszer lényege a következő: Az előzetesen felvett adatok alapján kiszámoljuk az egyes betegségekhez tartozó halmazok súlypontját. A fenti súlypontok ismeretében a diagnózis felállításánál a gép kiszámítja a kérdéses páciens és az egyes halmazok súlypontjainak távolságát, majd ahhoz a betegséghez sorolja a páciens, amelynek súlypontjához legközelebb van a páciens tüneteinek megfelelő pont.

A diszkriminancia analízisről, mint módszerről és az alkalmazhatóságáról is beszámoltunk már az elmúlt évi ülésen (11), illetve most is elhangzik egy előadás amelyben a további eredményeinket ismertetjük.

A különböző alakfelismerési módszerek, ezek közül is az un. tanuló algoritmusok akkor jutnak szerephez, ha a klasszikus matematikai statisztikai módszerek nehezen, vagy egyáltalán nem vezetnek célhoz. Az ilyen módszerek leírása magyar nyelven megtalálható (9)-ben.

A fenti módszerek majdnem mindegyike akkor alkalmazható jó hatásfokkal, ha a betegségeket reprezentáló halmazok egymástól való távolsága relative nagy a halmazon belüli távolságokhoz képest. Ez az esetek többségében nem teljesül, ezért bizonyos távolságtranszformációkat kell végrehajtani, amely elvégzése után a halmazok eltávolodnak egymástól és ugyanakkor "összezsugorodnak". Pl. az (5) dolgozatban közölt módszerrel a következő eredmény adódott:



A másik igen lényeges kérdés az adatredukció vagy a lényegkiemelés kérdése. Itt két oldalról lehet megközelíteni a problémát. Egyik oldalról az orvosi az irodalom és saját tapasztalatai alapján meghatározza azon legfontosabb paramétereket, amelyek szükségesek a diagnózis felállításához. A másik oldalról nagyszámu vizsgálati anyag alapján különböző matematikai módszerekkel kell vizsgálni az egyes paramétereket. Erre nézve legelterjedtebbek az információelméleti módszerek. (pl. (10)).

A (17) közleményben a szerzők leírják egy optimális diagnosztikai eljárást, amely megpróbálja a diagnosztizálás folyamatát tervezni. Az orvosoknak a helyes diagnózis felállításához rendelkezésükre áll bizonyos számu vizsgálati módszer, amelyek mindegyike meghatározott költséggel jár. (Költségen itt egy a vizsgálati időtől, a vizsgálat bonyolultságától, a beteg igénybevételeitől stb. függő mennyiséget értünk.) A diagnosztizálás nem az összes vizsgálati eredmény birtokában történik, hanem a k -adik vizsgálat eredményétől függően az eljárás képes kiválasztani, hogy melyik legyen a $k+1$ -edik elvégzendő vizsgálat.

A diagnosztizálási eljárás akkor ér véget, amikor a páciens betegségét pontosan meghatározzuk. Ez az alábbi két esetben következik be: ha valamelyik lépésben az elvégzett vizsgálat pontosan felfedi, hogy melyik betegség áll fenn, vagy ha a valószínűsített betegség gyógy módjának alkalmazása a beteg felépüléséhez vezet. A diagnosztizálási eljárás optimális abban az értelemben, hogy az átlagos költségek minimálisak. A szerzők megadják a problémának mind az exakt, mind az approximativ megoldását. A gyakorlatban a probléma közelítő megoldását használják, mivel az exakt megoldás a mindennapos orvosi gyakorlat számára túl bonyolult.

Végül még egy kérdéssel foglalkozunk. A probléma a következőképpen vetődik fel. Ha tanulás, vagy heurisztikus megfontolások vagy különböző orvosi intuíciók alapján megformulázunk egy diagnosztikai eljárást, akkor az eljárás eredményeként nyert diagnózisok egy része megegyezik az eredetileg felállított diagnózissal, más része nem. Kérdés, milyen mérőszámmal fejezzük ki a gép munkájának minőségét.

Leggyakrabban a helyes döntések százalékos arányát tekintik mérőszámnak. Ez a mennyiség azonban nem mindig jó, például ha két olyan program munkáját akarjuk összehasonlítani, amelyek különböző számú diagnózisok elkülönítésére készültek. Nem mondhatjuk, hogy jobban dolgozik az a program, amely két lehetséges betegségből az esetek 60 %-ában ad helyes diagnózist, mint az, amely 1000 betegség közül választva az esetek 10 %-ában ad helyes diagnózist.

A fenti mérőszám nem fejezi ki azt, hogy a gép mely diagnózisok felállításánál téved gyakrabban.

Másrészt ezek a tévedések betegségenként különböző súlytal esnek latba. Ezért Bychovszkij javasolt egy a fenti szempontot is figyelembe vevő mérőszámot. A gép munkájának "jóságát" a

$$K = \sum_{i=1}^n \beta_i k_i$$

szám méri, ha n különböző betegség közül kell meghatározni a valóban szóban forgót. β_i a i -edik betegségnél elkövetett tévedés súlyát jelöli. A k_i mennyiség a gép hatásfoka a i -edik betegségnél:

$$k_i = \frac{N_i - N'_i - N''_i}{N_{oi}}$$

ahol $N_{oi} = N'_i + N''_i$ a i -edik betegségcsoportban szereplő betegségek száma, N_i a helyes diagnózisok, N'_i a helytelen diagnózisok és N''_i azok esetek száma, amikor a gép nem tud dönteni.

I r o d a l o m

- (1) M.L.Bühovszkij, A.A.Visnyevszkij: Kibernetikus eszközei szisztemu v medicinye, Zd. "Nauka", Moszkva, (1971).
- (2) N.Sz.Misztjuk, A.M.Gurlenya, V.V.Lozovak: Diagnostikus eszközei algoritmu, Zd. "Vüzsaja Skola", Minszk, (1970).
- (3) Györi I.: Megjegyzések a diagnosztikai eljárások matematikai modellezéséhez, számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, Kollokvium, Szeged, 1970.
- (4) A számítógépek alkalmazása az orvostudományban., Országos Orvostudományi Könyvtár Dokumentációs Központ
- (5) Warren L.G., Koontz, Kinosuke Fukunage, A Nonlinear Feature Extraction Algorithm Using Distance Transformation, IEEE Transactions on Computers, Vol. C-21, No.1., 1972.
- (6) József Wartak, A Cybernetic Formulation of Medical Diagnosis, Cybernetic Medicine, No.1, 1967.
- (7) S.Koller, Mathematisch-statistische Grundlagen der Diagnostik, Sonderdruck aus "Klinische Wochenschrift", 45. Jahrgang 21. Heft 1., November 1967. 1065. old.
- (8) Bongard: Problema uznanyija, Zd. "Nauka", Moszkva, (1967).
- (9) Távközlési Kutató Intézet Szemináriumi Közlemények, Budapest, 1970-71.
- (10) Richard-Char-Tung Lee, Application of Information Theory to Select Relevant Variables, Math. Biosc. Vol. 11, 1971. 153-161. old.
- (11) Boda K., Györi I., Kovács Z.,: Sárgaság miatt felvett újszülöttek adatainak értékelése diszkriminancia-analízissel. Kollokvium, Szeged, 1971.
- (12) N.M.Amoszov i dr.: Medicinskaja informacionnaja szisztéma, Zd. "Naukovaja Dumka", Kiev, (1971).
- (13) T.B.Posztanova: Informacionno-diagnostikus eszközei szisztemy v medicinye, Zd. "Nauka", Moszkva, (1972).

- (14) N.I.Mojszejeva: ProblemU masinnovo dlagnoza v nyevropotologii, Izd."Medicina", 1. (1967).
- (15) B.G.Lamson, Computer in Biomedical Research, 2. Acad. Press. New York, London 1965.
- (16) L.Lusted, Computer in Biomedical Research, 2.Acad. Press. New York, London 1965.
- (17) P.I.Kuznetzov, L.A.Pchelintzev, The Application of Some Mathematical Methods in Medical Diagnosis, Math. Biosc. Vol. 5, No. 3/4 1969. 365 old.

Városi Tanács Kórháza, Vác és MTA Matematikai Logikai és Automataméleti Tanszéki Kutató Csoportja, Szeged

Diagnosztikus tesztek prognosztikus értékét meghatározó eljárások

Kovács Bertalan és Makay Árpád

Az orvosi gyakorlatban lényeges, hogy jól válasszuk meg azokat a vizsgálatokat, amelyek alapján a gyógykezelésről döntünk, és amelyek alapján egy tervezett beavatkozás várható hatásait előre meghatározhatjuk. Mi az utóbbit elemeztük homogén tüdőrákos beteganyagon. Ma a tüdőrák gyógyításának egyetlen lehetősége a minél korábbi műtėti beavatkozás. A kezelés tehát adott: feladatunk a beteg műtėti teherbíróképességének előzetes meghatározása. Ehhez olyan vizsgálatokat választottunk, amelyek a jelenlegi gyakorlat szerint a kérdés eldöntésére leginkább alkalmasnak látszanak.

Az egyes vizsgálatok eredményei (az ún. paraméterek) és a műtėti teherbíróképesség kapcsolatát az érzékenységi és gyakorisági indexekkel jellemezhetjük. A beteget "jósló pozitív" és "jósló negatív" csoportba soroljuk aszerint, hogy egy tapasztalatlan uton meghatározott ún. teszthatár alatt vagy felett van a kérdéses paraméter értéke.

Az érzékenységi index százalékszám. Azt mondja meg, hogy a jósló pozitív eseteknek hány százaléka az egyidejűleg pozitív és jósló pozitív esetek száma.

$$\text{Képletben } \frac{k}{j} \cdot 100$$

ahol k az egyidejűleg pozitív és jósló pozitív esetek, j pedig a jósló pozitív esetek száma az adott csoportban. Így az érzékenységi index arra nézve ad felvilágosítást, hogy a jósló pozitív esetek mennyire esnek egybe a valóban pozitív kimenetű esetekkel, azaz milyen mértékben helyes a posztoperatív kardiorespiratórikus elégtelenség bekövetkezésének prognózisa.

A gyakorisági index az a százalékszám, amely megmondja, hogy a pozitív eseteknek hány százaléka az egyidejűleg pozitív és jósló pozitív esetek száma.

$$\text{Képletben } \frac{k}{n} \cdot 100$$

ahol k jelentése az előbbivel azonos, n pedig a pozitív esetek száma az adott betegcsoportban. A gyakorisági index tehát arra nézve

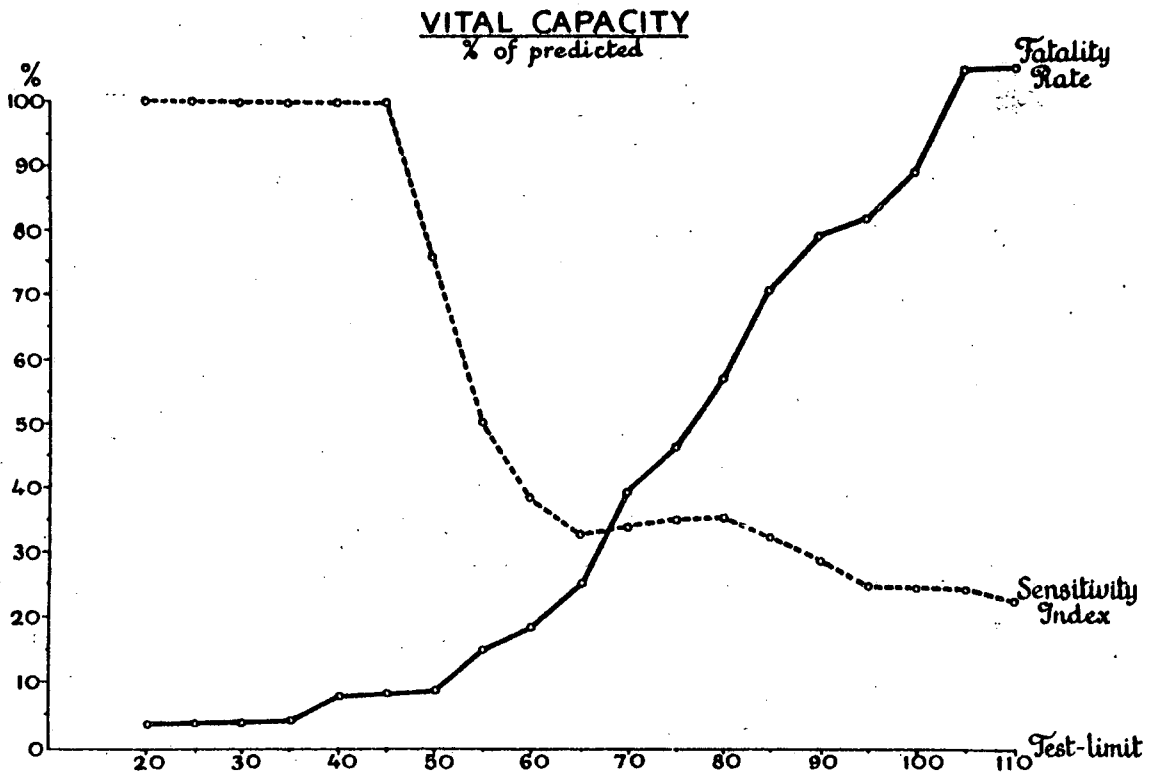
ad információt, hogy az adott paraméter az adott osztályozás mellett milyen mértékben képes eldönteni a pozitivitás, azaz a kardiorespiratórikus elégtelenség bekövetkezését akkor, amikor az valóban bekövetkezik.

Egy adott paraméter esetében az érzékenységi és gyakorisági indexek nagyságai két tényezőtől függ: magának a paraméternek biológiai sajátosságától abban a vonatkozásban, hogy mennyire reprezentálja az illető szerv funkcióját, és az adott paraméteren belül a lehetséges értékek pozitívítási és negatívítási tartományra való felosztásától, azaz a teszthatár felvételétől. Egy adott teszthatárral végzett osztályozáshoz egy gyakorisági és egy érzékenységi index tartozik. Miután az egyes szerzők általában csak egy-egy, saját anyagukban legalkalmasabbnak vélt tapasztalati teszthatárral értékelnek, a beteganyagon feldolgoztuk a vitálkapacitás, maximális akaratlagos percventiláció, dyspnoe-index, és az FEV₁ érzékenységi és gyakorisági indexeinek változásait a teszthatárok függvényében (1, 2, 3, 4. ábrák). Látható, hogy az érzékenységi és a gyakorisági indexek ellentétes lefutású görbét írnak le. A vitálkapacitás esetében pl. az indexek a 67-es teszthatárnál kereszteződnek, ahol az indexek összege 67 %. E teszthatár felett a gyakorisági index lassan emelkedik, és a 100 %-os értéket csak 105-ös teszthatárnál éri el. Az indexek ellentétes lefutási iránya miatt optimálisnak nevezhető teszthatárt adott paraméter esetében aligha lehet megjelölni. A nagyobb biztonságot jelentő magasabb teszthatárral ugyanis lemondunk olyan műtétek elvégzéséről, amelyekkel nem járna kardiorespiratórikus elégtelenség, vagy alacsony teszthatárral vállaljuk annak esetlegességét olyan betegség kapcsán, amelynek egyetlen reménykeltő kezelése ma még a korai, radikális sebészi beavatkozás.

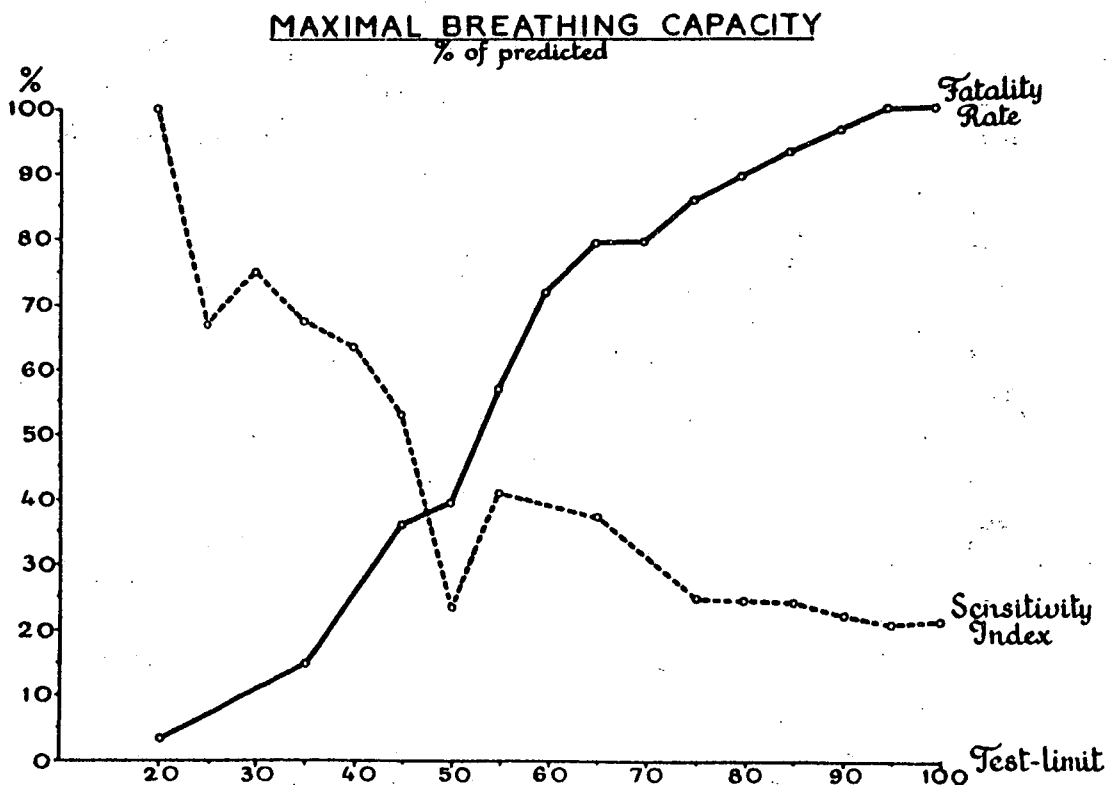
Megszűnik az önkényesség a teszthatár kijelölésében, ha a paraméter és a műtéti teherbíróképesség kapcsolatát a korrelációs együtthatóval fejezzük ki. Másrészt a többszörös korrelációs együttható alkalmas több paraméter és a műtéti teherbírás kapcsolatának gyakorlati kifejezésére is, ami az érzékenységi és a gyakorisági indexek alapján nehézkes, sőt megoldhatatlan.

Az együtthatók értékei betegcsoportunkban messzemenően alátámasztják a vizsgált paraméterek tapasztalati értéksorrendjét:

dyspnoe-index	0,43
max. percventiláció	0,35
vitálkapacitás	0,30
FEV ₁	0,27
reziduális volumen %	0,22
ventilációs ekvivalens	0,19
EKG	0,17

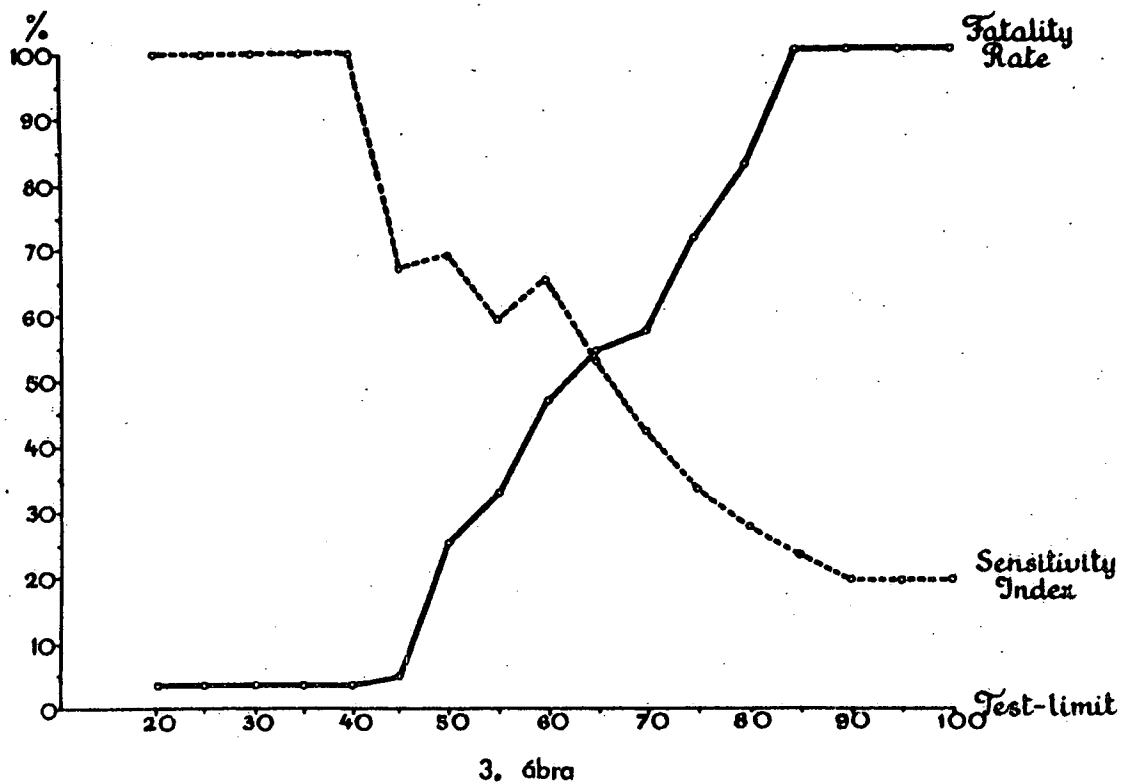


1.6bra

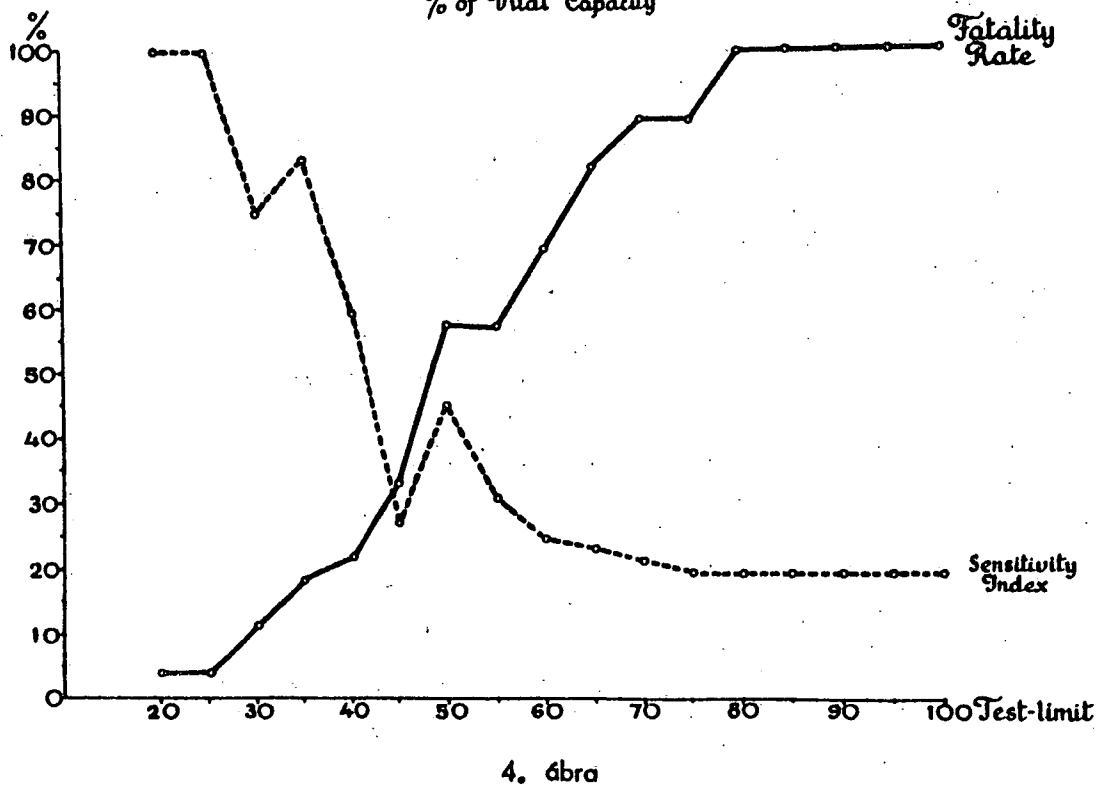


2.6bra

- 160 -
DYSPNEA INDEX



TIMED VITAL CAPACITY (1st second)
% of Vital Capacity



Megvizsgáltuk az egyes paraméterek egymás közötti korrelációt is. Az eredmények alkalmasak arra, hogy az erősen korreláló párok közül az egyik vizsgálat felesleges voltára rámutassanak, illetve alapul szolgáljanak a lehetőleg független vizsgálatok kiválasztására a műtéti teherbíráshoz vonatkozóan. Esetünkben nagyobb korrelációs együtthatók a következő paraméterek között mutatkoztak:

max. percventiláció - dyspnoe-index	(0,5590)
vitálkapacitás - max. percventiláció	(0,5451)
FEV ₁ - reziduális volumen %	(0,4527)
FEV ₁ - max. percventiláció	(0,4420)

Laboratori di Cibernetica del C.N.R. Arco Felice - Napoli

A restoration technique for defocussed biological images

L. Cordella, S. Levialdi, S. Vitulano

The problem of automating quantitative analysis of biological images has been widely discussed by several authors within the context of automatic karyotyping (11), blood cell analysis (2), neuron counting (3), etc. The technical means by which a biologist examines a specimen is the microscope and it seems highly desirable to enhance the power of such an instrument by linking it directly to a computer so that the images may be recalled, processed or displayed. Such a task, although simple in its ultimate goal, is certainly very difficult to achieve (4) since the nature of the biological images is very complex and therefore a very sophisticated software structure is needed if the processing of such pictures must be competitive with the one performed by man.

The biological specimen which is normally under the microscope has a three-dimensional structure but may be only observed by means of an optical system which has in focus one single plane at a time. Therefore the analytical observation of the specimen is generally performed by scanning (manually or automatically if under computer control) the z-axis so that all the components of the specimen may be sequentially focussed. For every position of the object in the z-axis a digitization is performed by the scanning device (FIDAC for instance (5)) and such information is stored in the memory of the associated computer until all possible planes belonging to the specimen have been scanned. At this time all the information contained in the specimen is available in the computer whether the components are in focus or not. For any subsequent processing, which will be decided by the experimenter according to the task, a part of the digitized image will be chosen and processing will begin. The task may be to locate connections between neuron cells, to measure a given area, to find the position of a centromere in a chromosome, etc. In this approach the specimen is considered plane by plane as a set of adjacent sections belonging to a single three-dimensional object. Since the complexity of the tasks is rather high the system often includes an input device (other than the microscope) as a light pen or a Rand Tablet, so that the biologist may interact with the computer. For example, where the location of a specific cell

(i.e. a neuron) is required, and such a cell is embedded in a complex context, the experimenter will point on a display the cell he wishes to process by means of the light pen. From what has been said before, it follows that it is difficult to get all the components (6) of a histological specimen into focus whether one remains on a single focal plane or one scans all focal planes in search of a better one. The purpose of our work is to introduce a local processing algorithm that, when applied to each component out of focus, produces an image which is nearer to the focussed image of the same component.

If we consider a perfectly focussed circular white spot on a dark background and we now defocus the spot we may see on the resulting image a change in the light distribution. The brightness of the centre will be reduced, the contour of the spot will be smeared and the size of the total illuminated area will be larger. The total light intensity will be the same as the one on the focussed spot, isotropically distributed as before but decreasing with the square of the distance from the centre. Such a description considers a slight defocusing within small areas which is what happens with the defocussed components of histological specimens, therefore a nearest-neighbour interaction will be able to compensate for defocussing degradation.

We will now describe a technique, that has recently been presented in a preliminary paper (7), for restoring those components of a picture that are out of focus. Given an array of MN elements on which a digitized image is contained we will assume that such an image is out of focus and therefore its contours will be blurred and the grey values will differ substantially from the original ones as well as having lower maximum grey levels. We will now process the image in order to enhance the grey values which are surrounded by a local average grey level which is high and depress the grey values of elements which are surrounded by a local grey average level which is low. What is high and what is low will be found experimentally by scanning the matrix firstly with a window G. Such a window must have a size of the order of the grey scale areas that represent the digitized images of the histological material to be analyzed. A set of average grey levels will be computed using window G, scanning element by element the whole matrix. The position of window G that gives the maximum average grey scale value corresponds to the histological material that is contained in the image and that must be restored. The assumption implied here is that although theoretically a low grey value element contains the same information as a high grey value one, in practice, at least for defocussed images, it is reasonable to assume as containing more information about the original objects, all those elements which are surrounded by high grey level elements. In the most general case a threshold will be

chosen for every part of the pattern that is processed depending on the local average grey scale (a.g.v.) value. On the other hand, if very different a.g.v. are found and we are not interested in information connected with lower grey values, the maximum a.g.v. found will be chosen as a threshold. If for instance the average grey scale value remains approximately constant then we might consider that value as a threshold. After the threshold has been established the whole MN matrix is scanned with a second window C that behaves as a weighted mask. In the following section the mask will be described. The weights in the mask differ if the average grey value corresponding to the area of the mask is under or above the chosen threshold. An interesting feature of the human visual system is that when a pattern of bars whose grey values vary sinusoidally from white to black is presented to an observer, for any defocussing of such a picture he will always perceive a sinusoidal pattern with the same frequency but different maximum grey values (8). This fact suggested us a test for our method. If our method approximates the process of refocussing the output of a sinusoidal pattern must still remain sinusoidal. For such a test window G is useless and for any window C the test must hold.

Refer to Fig. 1. We have considered a cycle of a sinusoid using 64 grey levels and 72 intervals of 5° each. On such a sinusoid different C windows a common minimum grey of zero and different maximum grey values whilst the frequency remained constant.

Some other tests with simulated patterns have been carried out and finally we have considered a set of 5 different photographs, taken at the optical microscope, of a thin histological sample (Fig. 2) which differ from each other since only one of them is in focus and the other four are above and under the first one. The histological material is the diencephalon of *Rana esculenta*. The "out of focus components" of the picture we considered, are the nucleoli of neuron cells. All the photographs (35 mm transparencies) were digitized using a flying-spot scanner with 16 linear grey scale values and 625 by 625 points (Figs. 3, 4, and 5).

Let us divide the image into three equal parts, each one containing a third of all rows. After computing with a three by three window (G window) the a.g.v. of each part, the highest level was chosen as our threshold value. Such a threshold has been used for establishing which weighted mask (C window) to employ on each element of the image to be processed. If the a.g.v. found for a specific element is above threshold a first mask will be responsible for increasing the grey value of the element after taking into account the contextual grey level weighed by the mask, the second mask will operate in the reverse way so as to decrease the grey value of

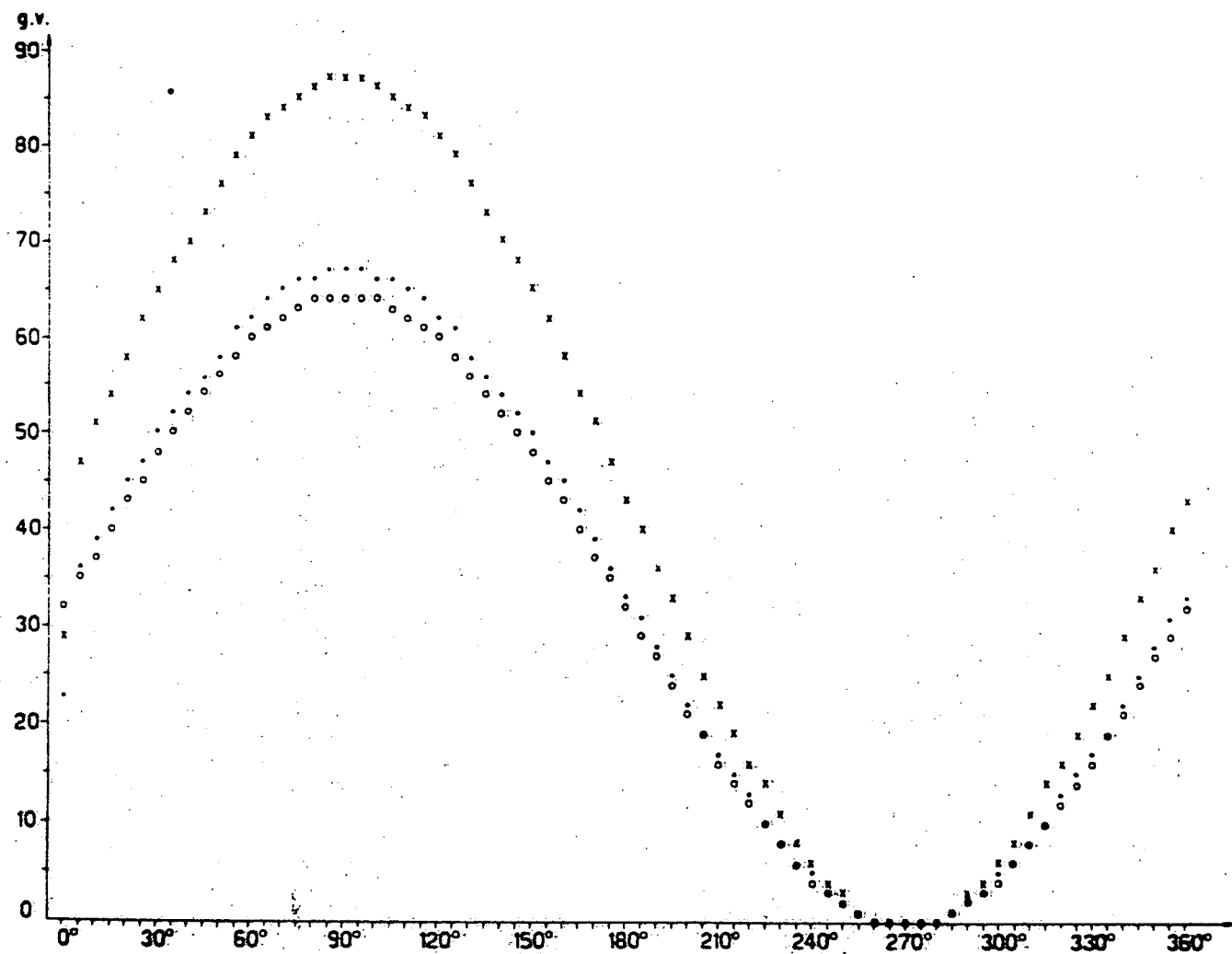
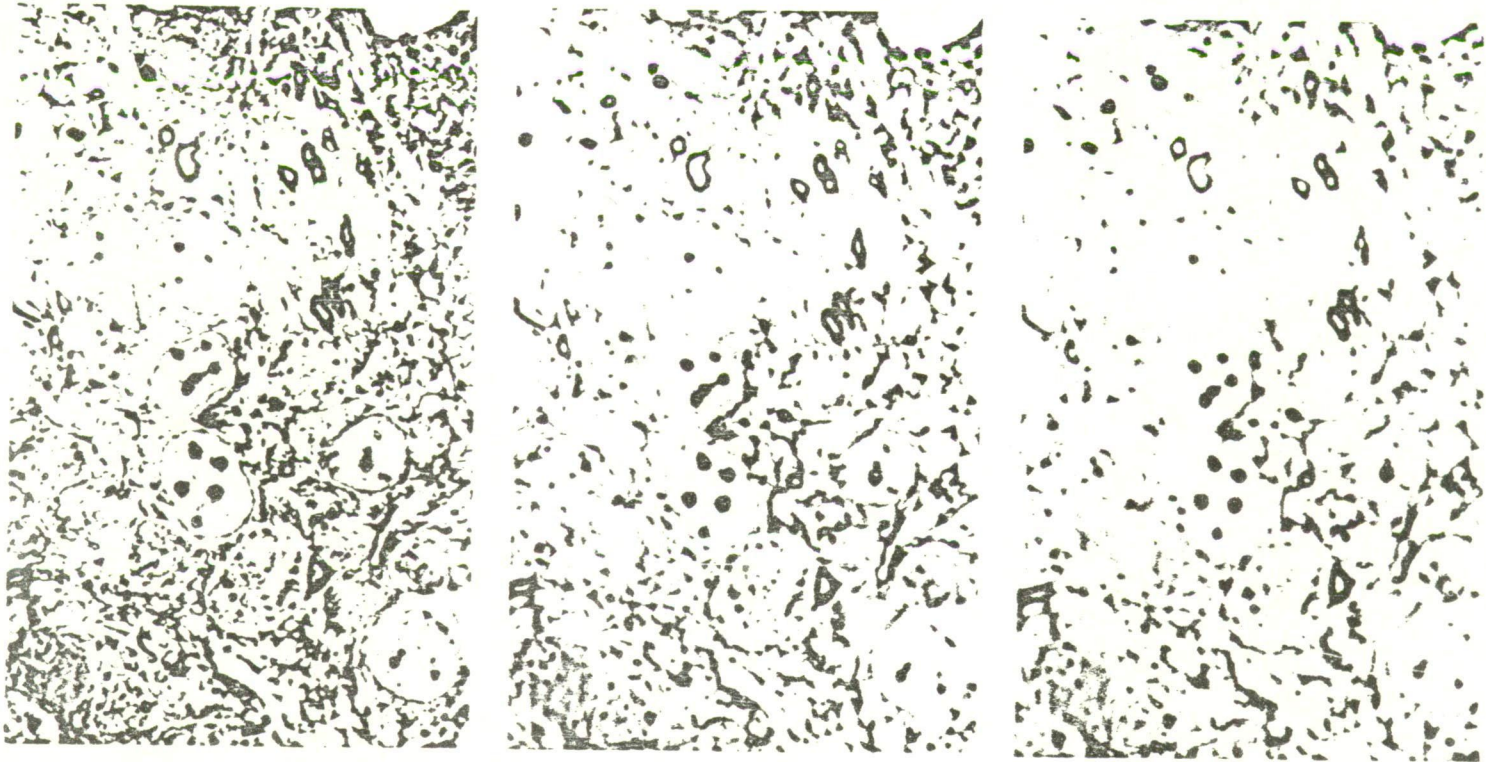


Fig. 1 Test of the sinusoid. (o input, x output with C window 1.8, 1, 1.8 / 1, 1, 1 / 1.8, 1, 1.8, output with C window 1.1, 1, 1.1 / 1, 1, 1 / 1.1, 1, 1.1)



20 μ

Fig. 2 Microscope photograph of diencephalon of *Rana esculenta*.
(Kindly given by the Department of Neuroanatomy of C.N.R.,
Arco Felice, Naples.)

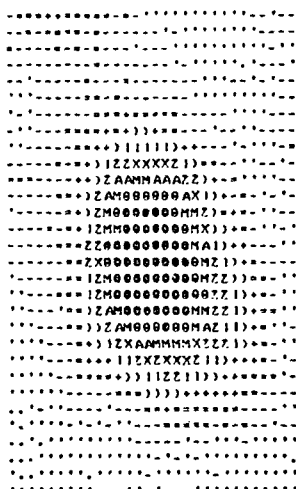


Fig. 3

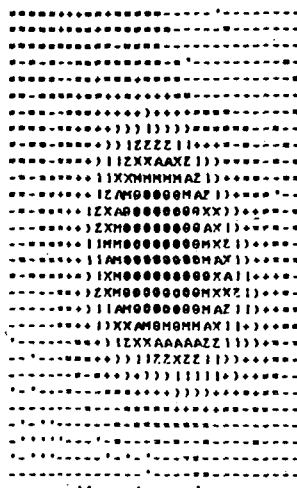


Fig. 4

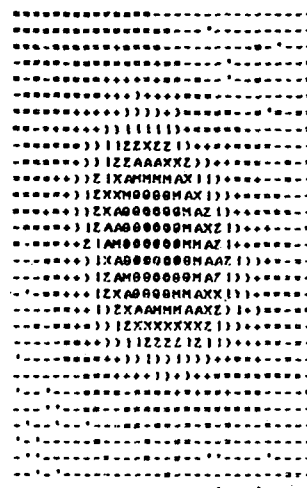


Fig. 5

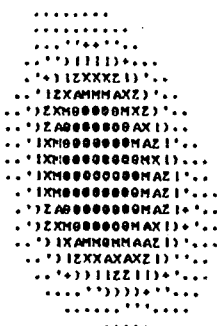


Fig. 6

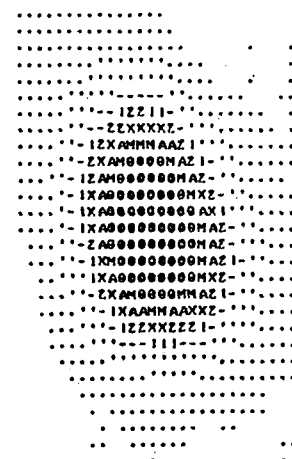


Fig. 7

- Fig. 3 Digitized image of in focus nucleolus
- Fig. 4 Digitized image of the same nucleolus +0.75 μ out of focus
- Fig. 5 Digitized image of the same nucleolus +1 μ out of focus
- Fig. 6 Processed nucleolus of Fig. 4 using weights (1.6, 1, 1.6 / 1, 1, 1 / 1.6, 1, 1.6)
- Fig. 7 Processed nucleolus of Fig. 5 using weights (1.8, 1, 1.8 / 1, 1, 1 / 1.8, 1, 1.8)

the element. The computations that take place to evaluate each new value of grey level for an element are the following ones: with a three by three mask the grey value of every element is multiplied by the weight of the cell that corresponds to such an element. This is performed for every element covered by the mask, the sum of these nine products is normalized dividing such a number by the area of the mask. The new grey value on the image corresponding to the central element of the mask will be given by the number obtained from the previous operations, and this for all the elements of the input image. More generally we may write:

$$a_{i,j}^* = \frac{1}{n^2} \sum_{k=0, \lfloor n/2 \rfloor} a_{i+k, j+k} \cdot p_{i+k, j+k}$$

where $a_{i,j}^*$ will be the new grey value of the element $a_{i,j}$ after the convolution of the mask, n by n are the dimensions of the mask, $p_{i,j}$ is the weight of the cell i,j belonging to the mask, and square brackets are used to indicate the maximum integer number. For our case, we have used $n=3$ and therefore the formula becomes

$$a_{i,j}^* = \frac{1}{9} \sum_{k=0,1} a_{i+k, j+k} \cdot p_{i+k, j+k}$$

In the general case the scanning of the image with the window n by n will start from the element of the matrix M,N of coordinates $(n/2), (n/2)$. After applying several masks with different weights on the images which were out of focus we have checked that similar masks produced good results on those images that were equidistant in sign and value from the focal plane. It was also seen experimentally that those images which are out of focus because above or under the focal plane (at the same distance in modulus) appear different in size and distribution of grey level as if the defocussing effect would be asymmetrical. To compensate for such a behaviour of defocussing we have used different masks so that when we had to process images that were defocussed above the focal plane the weights were heavier than the corresponding ones for a defocussed equally distant image under the focal plane. It is our intention to automate the process by which, from a given distance to the focal plane, a set of weights for a mask is obtained.

We will present now only those results that appear interesting after having processed more than 25 different biological images with a range of masks that included a variation in size (from 3×3 to 5×5),

1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	2
1	0	0	1	0	1	0	1	1	1	1	1	1	0	2	1
1	0	1	2	2	1	1	0	1	1	0	2	0	0	2	0
0	0	3	2	2	1	1	1	1	2	1	2	0	0	0	1
1	0	2	3	2	1	2	1	1	1	1	2	1	0	2	0
1	2	2	1	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	0	0
1	0	3	3	2	3	3	2	2	2	2	1	1	1	1	1
0	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	1	1	0	0	1
1	1	2	3	2	2	2	2	2	2	2	1	1	2	0	1
1	1	3	3	2	2	2	2	2	2	2	1	1	2	0	1
1	1	2	2	3	1	2	2	2	2	2	1	2	1	1	1
1	1	2	2	2	2	2	1	2	1	2	1	1	1	1	0
1	0	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	1	1	2	1
0	0	1	1	0	1	1	0	1	1	2	0	0	0	0	0
0	0	1	0	0	0	0	1	2	1	1	1	0	1	0	1

a

2	3	2	3	0	1	1	0	0	3	3	3	2	2	2	1
3	3	4	0	0	0	0	0	0	0	4	4	2	2	2	2
2	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	1	4	3	1	3
3	0	1	1	1	0	1	1	0	1	0	1	0	3	3	1
1	0	1	1	1	1	0	1	1	1	0	1	0	3	2	3
0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	2	3	3
1	1	3	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	2	1	3
1	0	2	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	2	1	3
4	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	2	0	3
4	1	2	2	0	0	1	0	0	0	0	0	1	2	0	0
4	1	1	1	1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	4
4	3	0	1	1	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	4
3	4	4	1	0	0	0	0	0	1	1	0	1	0	5	5
3	3	3	4	0	0	1	0	0	1	1	0	0	4	4	3
3	2	2	3	3	3	4	0	1	1	4	4	3	4	3	3

b

Fig. 8a,b Difference matrices (see text)

In weights (1 to 3) and in their distribution along the mask. From all these results we will only examine in this paper those concerning a specific nucleolus, as seen through the microscope, on Fig.2, after digitization on Fig.3 and in Figs. 4 and 5 the digital version of the same biological object only out of focus. Let us now consider Figs.6 and 7, which are processed images with the mask convolution. At this point we may ask ourselves how we can measure the quality of the method on processed images. Such a measurement, if possible, should be a number and it appeared difficult to express the property of local refocussing with such a number. We have therefore chosen to compute the differences of grey values point by point only on that area which contains the nucleolus and to write the absolute value of each difference on a matrix (see Fig. 8a and 8b). 8a is the difference matrix between Fig. 5 and Fig. 3 and 8b is the difference between Fig. 7 and Fig.3. As it may be seen, the most relevant feature that discriminates between 8a and 8b is given by the set of zeros in the centre for 8b and by low grey values on the border for 8a, which shows that the refocussed image (Fig. 7) is nearer to the original (Fig. 3) in its central part where the nucleolus is contained.

As it has been shown, the restoration process is context sensitive, some of its parameters may be chosen at will by the user, and others will be automatically chosen after the set of preliminary measurements. Furthermore since the masks are chosen according to the a.g.v. of the context it is interesting to note that background noise removal is performed by such a method.

We may conclude by underlining that the restoration properties of this method include the possibility of preserving all the structure of the pattern as contained in the original image (or in the biological material).

This paper briefly reports a technique which we wish to explore on a greater quantity of biological samples. We are presently developing an improvement of such a method which automates the choice of windows G and C for any given biological image.

Acknowledgements: We want to thank S. Plantedosi and U.Cascini for their invaluable help during the preparation and layout of the figures.

References

1. Castleman, K.R., Wall, R.J., Nathan, R., "Automatic Karyotyping with pictorial output", JPL Internal Report, (1971).
2. Preston, K., Ingram, M.L., "Automatic analysis of blood cells", The Scientific American, (1970).
3. Haug, H., "Quantitative data in neuroanatomy", Progress in Brain Research, Vol. 33, Computers and Brains, (1970).
4. Preiwitt, J.M.S., Picture processing and psychopictorics, 75,(1970) Academic Press, New York.
5. T.Golab, R.S.Ledley and L.S.Rotolo, "FIDAC - Film Input to Digital Automatic Computer", Patt. Rec. 1971, Vol.3, pp. 123-156.
6. Castleman, R.K., Weinstein, M., "Method and Means for Reconstructing 3-D Specimens from 2-D Sectional Images", JPL Techn. Rep. 30-11864 (1971).
7. L.Cordella, S.Leviardi, S. Vitulano, "Context Sensitive Restoration for Image Processing", Proc. of II Congresso di Cibernetica (1972), Casciana Terme, Italy.
8. F.W.Campbell, "The application of cybernetic principles in Investigating the transmission of spatial information through the visual system of cats and man", Proc. of II Congresso di Cibernetica (1972), Casciana Terme, Italy.

SOTE Urológiai Klinika, MTA Biometria Osztálya és Távközlési Kutató
Intézet

Tanulóprogram a férfi fertilitás prognózisának további
javításához

Malnár Jenő, Paksy András és Györfi László

Amikor a nőgyógyász a házasság gyermektelenségének okát tisztázni kívánva, a férjet andrológiai vizsgálatra küldi, érthetően nem csupán az ejakulátum, a genitális status adataira kíváncsi, hanem tájékoztatást vár arra vonatkozóan is, hogy milyenek a férfi részéről a nemzési kilátások, a fertilitási prognózis. Amennyiben pedig a férfi pathospermia miatt kezelésben részesült, az fogja érdekelni, hogy a nemzőképesség javult-e és körülbelül "mennyivel".

Az andrológus részéről adott válasz általában a következő szokott lenni: a fertilitás jelenleg kevésbé, erősen, maximálisan csökkent, vagy éppen zavartalannak vehető. Ill. a terápia folytán mérsékelten, kifejezetten javult. E prognózisok túlságosan szubjektív jellege miatt már számos év előtt igyekeztek valamilyen "objektív formulát" létesíteni, azaz úgynevezett fertilitási indexet közreadni. A legismertebbeket a következőkben feleltesítjük.

Farris (1947, 1949) Indexe: $\frac{V \cdot N \cdot M}{100}$, ahol V= spermamennyiség,

N=spermiumszám milliókban, M=mozgási százalék. 200 feletti Index-érték fertilis ejakulátumot jelent.

Herrold eljárása (1951) komplikáltabb, ennél célszerűbbnek bizonyult

Hinglais indexe (1949) $\frac{C \cdot M \cdot N \cdot A}{1 \text{ milliárd}}$, Itt C=spermiumszám köbm-m-re,

M=mozgó alakok százaléka, N=normospermiumok százaléka és
A=a mozgás-intenzitás koefficiense (4: 9 óra múlva is mozog 30 %, 3: 6 óra múlva mozog 30 %, 2: 3 óra múlva mozog 30 %, 1: 3 óra múlva 30 % mozog). 2 és feletti indexértékek erősen fertilis spermát, 1-2 indexérték fertilis spermát, 1 indexérték alig fertilis ejakulátumot jelentenek.

Végül Leeb összeállítását ismertetik (1955).

érték	szám mill/ml	mozgás % 6 ^h múlva	normospermiumok %-a
I.	40	60	80
II.	20-40	40- 60	60- 80
III.	20	40	60

Ha az értékek a I. III, II. csoportba esnek, akkor a fertilitás
rendben van. Amennyiben az egyik érték a II. csoportba tartozna, sub-
fertilitást vesz fel, ha pedig a III. csoportban található a felemlített
paraméterek, akkor relatív infertilitást mond ki.

Mindezen "Indexek" közös hibája, hogy túlságosan mechanikusak.
Természetes, hogy olyan prognosztikai eljárás, mely az eddig ismeret-
len "biológiai tényezőkre" is figyelemmel van, ma nem létezik és fel-
tehetően még hosszú ideig nélkülözött lesz.

Jelen munkánkban igyekeztünk 1-2 lépést előretenni és a ferti-
litás kilátásait érintő nyilatkozatot pontosabb formában megadni, vala-
mint kissé szélesebb bázisra helyezni. Bevontuk számításunkba az eja-
culatium mennyiségét, teljesen elfogadva azt a megállapítást, hogy a
kvantitatív nem halad szükségképpen parallel sem a 3 fő paraméterrel
(szám, mozgás százalék, normospermiumok százaléka) sem a fertilitás-
sal. Ismeretes ugyanis, hogy túl alacsony (1,0 ml) mennyiségek esetleg
androgen hiányra utalnak, a nemzésnek sem kedveznek, de hasonlóan
hátrányosak a magas kvantumok is, pl. 6,0 ml feletti ejaculatiumok.
Utóbbiak esetén általában csökkent nemzőképességet vesznek fel, még
akkor is, sőt főleg akkor, ha a spermaértékek is megnőttek, nevezete-
sen a spermiumszám = polyspermia (pl. 9,0 ml ejaculatium, 60 mill/ml =
540 mill/ejac.spermium). Ilyen extrém értékű spermákat nem vontunk
be vizsgálatainkba.

A másik, eddig az Indexszámításba nem bevont adatot a herék
dimenziója, nagysága látszott nyújtani. Vizsgálataink (Schirren-Molnár)
szerint ugyanis - ha nem is szükségszerű jelleggel - mennél kisebbek
a herék, annál gyengébb spermatogeneticus funkciójuk, annál kórosabb
a spermakép. A hamburgi Egyetem Bőrklínikájának Andrológiai Osztá-
lyán nyert adatok ezt határozottan igazolták, két összeállítással illusz-
táljuk ezt a megállapítást (5,6).

Hypoplasia testis

I. Spermogrammok normálisnál
mérsékelten kisebb herék mellett (363 eset)

Normospermia	-	
Hypokinesis	1	
Hypozoospermia	22	61,4 %
Oligospermia	200	
Oligospermia max	103	
Azoospermia	7	38,6 %
Aspermia	30	

Hypoplasia testis

II. Spermogrammok borsó-, babnagyságu herék
mellett (56 eset)

Oligospermia	3	5,4 %
Oligospermia max.	5	
Azoospermia	12	94,6 %
Aspermia	36	

Összegezve tehát 5 adatot használtunk fel javított fertilitási
Indexünk kialakításánál:

- 1.) Ejaculatum mennyiség (ml),
- 2.) Spermium szám (mill./ml),
- 3.) A mozgó alakok %-a,

4.) Normospermia %-a,

5.) Testis nagyság, klinikai osztályozás alapján.

Ha a hagyományos számítási eljárással újabb "Indexhez" is jutottunk volna, korszerűbbnek és a célnak inkább megfelelni látszott ezen adatokat tanulóprogram formájában számítógép segítségével értékelni és ilyen módon a valósághoz közelebbálló "fertilítási prognózisokkal" a gynecologusnak határozottan segítséget nyújtani.

Ezúton mondunk köszönetet Gulyás Ottónak a modell kialakításához nyújtott segítségért, dr. Farkas Elekné és Párdányi Miklósné munkatársainknak az adatok összeállításához nyújtott munkájukért.

Vizsgálati anyag és módszer

Vizsgálatainkban a SOTE Urológiai Klinika andrológiai rendelésén megjelent betegek adatait dolgoztuk fel. A fertilitás megállapítása Molnár Jenő dr. katamnesticus vizsgálatán alapul, melyről más helyen már beszámolt, illetve közölt.

Összesen 434 egyén adatait dolgoztuk fel a következő megoszlásban:

223 relative infertilnek minősített egyén,

111 egyén, kik az alkalmazott kezelésre fertilissá váltak,

100 egészséges, fertilisnek minősített egyén.

A három csoport kormegoszlása azonosnak tekinthető. A fertilitás prognózis megállapításához az említett 5 független andrológiai paramétert vettük figyelembe.

Vizsgálataink kezdetén bevontuk még az életkort, a varicocele jelenlétét és kiterjedését, valamint az alkalmazott kezelést is, mint a fertilitást befolyásoló tényezőket. A vizsgáltak életkora igen kis variabilitást mutatott, a varicocele nem bizonyult releváns faktornak. A terápiás szempontok figyelembevételére pedig beteganyagunkat 8 szubkategóriára bontotta szét, ezért elhagytuk.

Eredményeinket a következőkben foglaljuk össze:

Vizsgálataink első részében 334 beteg adatait dolgoztuk fel. Ezek a férfiak terméketlenség miatt keresték fel az andrológiai rendelést. Az alkalmazott kezelésre és egyéb, általunk nem ismert faktorok hatására 111 egyénnek a későbbiek folyamán gyermeke született. Kontroll csoportunk tehát nem volt teljesen intakt, mivel előzőleg fertilitási problémáik voltak. Ezt az esetet úgy hívják az alakzatfelismerésben, hogy "zajos a tanítás", vagy "hazudós a tanító". A tanulóprogram alkalmazásánál ennél a 334-es csoportnál nem értünk el értékelhető eredményeket.

Vizsgálataink második felében igyekeztünk olyan kontroll csoportot kialakítani, melynél a fertilitás minősítése korrektebb volt. 100 biztosan egészséges és fertilsnek minősíthető és 233 eddig terméketlen férfi andrológiai paraméterei alapján olyan döntésfüggvényt kaptunk, melynek döntésmegbízhatósága 93 %.

Eredményeinket a szokásos 2x2 kontingencia táblázaton ábrázoltuk.

Tanulóprogram döntése	A "valódi" státus		Összes
	nem fertilis	fertilis	
Nem fertilis	201	2	203
Fertilis	22	98	120
Összes	223	100	323

A tanulóprogram diagnózisra vonatkozó döntését a következőképpen jellemezhetjük:

A módszer szenzibilitásán azt értjük, hogy a biztosan infertil egyének hány %-át minősítjük a döntés alapján helyesen terméketlennek.

$$\text{sens.} = \frac{22}{223} \cdot 100 = 90,1 \%$$

$$\text{álnegativitás} = 9,9 \%$$

A módszer specifitásán azt értjük, hogy a biztosan fertilitsek hány %-ban minősítjük a döntés alapján helyesen termékenyek.

$$\text{spec.} = \frac{98}{100} \cdot 100 = 98 \%$$

$$\text{álpozitivitás} = 2 \%$$

A módszer diagnosztikus ereje Youden szerint: 88,1 %-os.

A matematikai modell

Legyen Ω egy (Ω, A, P) valószínűségi mezőn értelmezett valószínűségi vektorváltozó - az öt mérésből álló vektor -, H_+ és H_- alternatív hipotézis (H_+ jelöli azt a hipotézist, hogy a páciens infertil, H_- azt, hogy termékeny). H_+ és H_- tehát az (Ω, A, P) valószínűségi mező két diszjunkt eseménye, melyre $H_+ \cup H_- = \Omega$.

A feladat az, hogy ξ megfigyelésekor döntsünk arról, hogy H_+ vagy H_- következett be: úgy, hogy a döntés hibavalószínűsége a lehető legkisebb legyen. Legyen $P(H_+ / \xi)$, illetve $P(H_- / \xi)$ a H_+ illetve a H_- feltételes valószínűsége ξ megfigyelés esetén, akkor a hibavalószínűséget minimalizáló döntés - a Bayes döntés - a következő: ha $P(H_+ / \xi) \geq P(H_- / \xi)$, akkor a H_+ bekövetkezésére szavazunk, egyébként H_- -ra.

Jelölje:

$$D(\xi) = P(H_+ / \xi) - P(H_- / \xi), \quad (1)$$

akkor az előző döntést úgy is megfogalmazhatjuk, hogy $D(\xi) \geq 0$ 0 esetén H_- -ra, egyébként H_+ -ra szavazunk. Az optimális döntéshez tehát elegendő D , vagy \bar{D} -vel majdnem mindenütt azonos előjeleű függvény ismerete. Ha eloszlása egy $\mu\sigma$ -véges mértékre nézve abszolút folytonos és f a Random-Nikodym derivált, akkor a

$$d(x) = f(x) \cdot D(x) \quad (2)$$

egy ilyen tulajdonságú döntésfüggvény.

Ekkor $d \in L_1(\mu)$. Tegyük fel, hogy $d \in L_2(\mu)$ és

$$d(x) = \sum_{i=1}^{\infty} c_i \varphi_i(x) \quad (3)$$

egy sorfejtése d -nek $L_2(\mu)$ -ben, ahol $\varphi_1, \dots, \varphi_n, \dots$ egy teljes ortonormált rendszer.

Diagnosztikai feladatoknál feltesszük, hogy adott egy $(x_1, \rho_1), (x_2, \rho_2), \dots$ független valószínűségi változó sorozat úgy, hogy x -k eloszlása azonos ξ eloszlásával, ρ -k pedig - az x_n -hez tartozó diagnózisok - kétértékűek (+1 vagy -1), melyekre

$$E(\rho_n / x_n) = D(x_n) \quad n = 1, 2, \dots \quad (4)$$

Legyen N egy tetszőleges természetes szám és

$$d_n(x) = \sum_{i=1}^N c_i \varphi_i(x) \quad (5)$$

akkor n elemű minta esetén c_i minimális szórású, torzítatlan becslése

$$c_i^{(n)} = \frac{\sum_{k=1}^n \rho_k \varphi_i(x_k)}{n} \quad (6)$$

Ekkor

$$E \left\{ \sum_{i=1}^N (c_i^{(n)} - c_i)^2 \right\} = \frac{E \left\{ \sum_{i=1}^N \varphi_i^2(x) \right\} - \sum_{i=1}^N c_i^2}{n} \quad (7)$$

(A becslés tulajdonságai, általánosítási lehetőségeit lásd (2), (3)-ban).

A realizáláskor tehát választunk $\varphi_1 \dots \varphi_N$ véges sok ortonormált függvényt, elvégezzük a (6) becslést és az így nyert döntésfüggvénnyel döntünk.

Az előbb leírt módszer a Távközlési Kutató Intézet CII 10010 típusu számítógépén CII-ALGOL nyelven megírt programban realizáltuk.

Érdemes megjegyezni, hogy felbuzdulva szegedi kollégáink sikerein, diszkriminanciaanalízissel is próbálkoztunk és hasonló jó eredményeket kaptunk.

Összefoglalva:

- hagyományos fertilitási indexek számítása helyett célszerűbbnek tartjuk az andrológiai adatokat ezen számítógépes tanulóprogram eredménye szerint értékelni és a fertilitásra következtetni.

- A kapott eredményeink arra engednek következtetni, hogy ezen a területen érdemes további vizsgálatokat végezni, nevezetesen más paraméterek bevonásával, mint az intenzíven mozgó spermiumok százaléka, sperma-fructose értéke, esetleg testosteron-szint stb., nagyobb klinikai beteganyagban is.

- Végezetül keresnünk kell azokat a lehetőségeket, ahol a számítógép ezekkel a döntésfüggvényekkel, minit egy újabb "ügyes műszer" segítheti a klinikust a diagnózisban és a prognózis realisabbá tételében.

I r o d a l o m

- 1.) J. Molnár: Catamnestic Data Recording the Offspring of Differently Treated Andrological Patients.
Urology and Nephrology Vol. 1, pp. 297-308
1969
- 2.) M.A. Ajzerman, E.M. Braverman, L.I. Rozonoer: Metod potencijalnih funkcij v teorii obucsenija masin, "Nauka", Moszkva, (1970).
- 3.) Györfi L.: Estimation of probability density and optimal decision function in RKHS
Submitted to the Proceedings of European Meetings of Statisticians, Budapest 1972
- 4.) Boda K., Györfi L., Kovács Z.: Sárgaság miatt felvett ujszülöttek adatainak értékelése diszkriminanciaanalízissel, Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 2. Kollokvium, Szeged, 1971.

Távközlési Kutató Intézet

Az orvosdiagnosztika segítése tanuló algoritmusokkal

Györfi László és Csibi Sándor

ÁTTEKINTÉS

Intézetünkben 1969 óta foglalkozunk tanuló-felismerő problémákkal. Ez egyrészt matematikai kutatást jelent, másrészt keressük azokat az alkalmazási területeket, ahol ezek a módszerek hatékonyan használhatók. Ezek közül az alkalmazási lehetőségek közül számunkra az egyik legfontosabb az orvosdiagnosztika.

Az orvos a diagnózis megállapítása során alternatív lehetőségek közül választ, dönt arról, hogy adott alternatív hipotézisek közül melyik teljesül. Egy diagnózis megalkotása bizonyos elemi döntések sorozata. Ha számítógépes tanulásról esik szó, akkor triviálisan adódik az az ötlet, hogy használjuk arra a számítógépet, hogy tároljuk az orvosi irodalomban az arra az esetre vonatkozó döntési szabályt, és így automatizáljunk egy ilyen elemi döntést. Természetesen, osztályozási szabályok ilyenfajta közvetlen gépre másolása esetén is felmerül a kérdés, hogy a gépre vitt szabályt klinikai esetek tömegén ne csak ellenőrizzük, hanem tovább is fejlesszük.

Az alakzátfelismerési módszerek - ezeken belül pedig a tanuló algoritmusok - ahhoz nyújtanak segítséget, hogy az összegyűjtött tapasztalati anyagnak - esetünkben például kórlapok sorozatának - a felhasználásával konstruáljunk egy ilyen elemi döntést. Ettől az elemi döntéstől azt várjuk el, hogy a döntéshez tartozó tévedés valószínűsége a lehető legkisebb legyen. A tanuló algoritmusok egyszerűen alkalmazható módszerek arra, hogy az empirikus adatokat feldolgozzuk úgy, hogy a feldolgozás eredménye döntési szabály legyen.

Matematikailag ez azt jelenti, hogy egy x valószínűségi vektorváltozó (méréssorozat) esetén döntünk arról, hogy H_+ vagy H_- alternatív hipotézis következett-e be, és a döntés valószínűsége minimális legyen. Ez a döntés - ami a Bayes-döntés speciális esete - a következő: tegyük fel, hogy x minden lehetséges értéke esetén ismerjük a H_+ és H_- bekövetkezésének a valószínűségét. Ha a H_+ -hoz tartozó a nagyobb, akkor a H_+ bekövetkezésére szavazunk, egyébként H_- -ra. Ezeket a feltételes valószínűségeket azonban gyakorlati feladatoknál nem ismerjük, viszont rendelkezésre áll egy minta,

az ugynevezett tananyag. Legyen $(x_1, p_1), (x_2, p_2) \dots$ a kórlapokról kigyűjtött sorozat, ahol x_n az n -edik kórlapon lévő mérések vektora, p_n pedig az n -es tanítás, amely $+1$, ha ekkor a H_+ következett be, egyébként -1 . A feladat két részből áll:

1. A minta segítségével konstruálni egy döntést (ezt a szakaszt nevezzük tanulásnak).

2. A kapott döntést alkalmazni.

Ennek megfelelően a programok is két részből állnak:

1. Tanulás

2. Osztályozás vagy ellenőrzés

Ellenőrzésnél ismert diagnózissal bíró eseteken vizsgáljuk a kapott döntési módszer jóságát, becsüljük a tévedés valószínűségét, álnegatív, álpozitív döntés valószínűségét.

Algoritmusok

Röviden áttekintjük azokat a módszereket, melyek egyrészt irodalomból dolgoztunk fel, másik része intézetben belüli eredmény.

1. Nearest Neighbour algoritmus. Ez a döntési szabály igen szemléletes. Egy alkalmazását mutatta be Gulyás Ottó egy EKG feladaton. Ha rendelkezésre áll egy $(x_1, p_1) \dots (x_n, p_n)$ minta és x mérés esetén dönteni akarunk, akkor megkeressük az x_n pontot $x_1 \dots x_n$ -ből, mely x -hez legközelebb van. (Ezután az x -hez tartozó döntés eredménye a legközelebbi társ (x_n) tartozó tanítás.) Ennek egy speciális esete az, amikor x mérés már szerepel valamelyik kórlapon, vagyis a legközelebbi társ vele azonos, ekkor nyilván senkit sem kell különösebben meggyőzni arról, hogy elfogadja ezt a döntést. Cover és Hart mutatta meg, hogy ez a módszer szoros kapcsolatban áll a Bayes döntéssel. A módszer hátránya, hogy számítógépes realizálás esetén igen memória- és időigényes.

2. Bizonyos speciális feladatokkal közel állunk ahhoz, hogy a legjobb döntés hibavalószínűsége 0, vagyis az elméletileg lehetséges legjobb döntés tökéletes is. Ezeknek a feladatoknak megoldására ajánlhatók a potenciálfüggvényes algoritmusok ilyen - vagy ezekhez közelálló - kidolgozott változatai. A korrekció megválasztására az elmélet megalapozói ilyenfajta célokra 4 lehetőséget tárgyalnak. A programban a felhasználó - a feladat adottságainak és pontosabb céljainak megfelelően - 9 korrekció közül választhat.

3. Harmadikként említjük azokat a módszereket, amelyek nullától erősen különböző hibavalószínűség mellett is jól alkalmaz-

hatók. Itt lényegében arról van szó, hogy becsüljük a hipotézisekhez tartozó a posteriori valószínűségek különbségét - illetve az ezektől le származtatott döntésfüggvényeket - és ezek segítségével realizáljuk a Bayes döntést. E módszerek egyik klasszikus példája a Parzen-féle sűrűségfüggvény-bebecslés. Ez a módszer ugyan nagy minta esetén a legjobb döntést eredményezné, de a kiszámítandó függvényértékek száma a minta nagyságával lineárisan növekszik. Ezért alkalmazzuk többször azt a módszert, mely sűrűségfüggvények egy rögzített tagszámú sorfejtését becsüli. E téren is - az ismert eljárásokon túl - hatékony új eljárásokkal is rendelkezünk. Ennek alkalmazásáról beszéltünk a fertilitás prognózisával kapcsolatban.

4. A tanulási feladatok egy részénél alkalmazható az a feltevés, hogy a két feltételes eloszlás normális. Ennek a klasszikus feladatnak a megoldását is programban realizáltuk.

5. Az eddig említett módszereken kívül még a diszkriminációanalízis programját készítettük el.

A programokat CII-10010-es számítógépre írtuk meg ALGOL nyelven. E programok az OKI-TKI EKG mintarendszer alkalmazási programrendszerek részét képezik.

Nem tudjuk sikerült-e érzékelteni azt, hogy a lehetséges módszereknek milyen széles köre áll rendelkezésre, hogy az orvos munkáját megkönnyítse, és az orvosi kutatás metodikáját kibővítsse.

A programok azonosítói:

POT 1

POT 2

NN

BAYES

GAUSS

PARZEN

CM

LK 4

I r o d a l o m

- T. Cover Hart "The nearest neighbour pattern classification"
IEEE IT-13. 1967.
- S. Csibi "Simple and compound processes in iterative machine
learning" CISM Summer Course, Udine, Italy, 1972.
- S. Csibi "Stability and complexity of learning algorithms"
CISM Summer Course, Udine, Italy, 1972.
- O. Gulyás "On extended potential function type learning algorithms
and their convergence rate" Problems of Control and Informa-
tion Theory, Vol. 1 No 1 1972.
- L. Györfi "Potenciálfüggvényes algoritmusok" Egyetemi doktori érte-
kezés, 1972.
- L. Györfi "Estimation of probability density and optimal decision
function in RKHS". Proceedings of European Meeting of
Statisticians, Budapest, 1972. (megjelenés alatt)
- E. Parzen "On estimation of probability density function and mode"
Ann. Math. Stat. vol. 33. Sept. 1962.

JATE Kibernetikai Laboratórium

Valószínűség-számítási módszeren alapuló osztályozási eljárás típus-
alkotási problémák megoldására

Hunya Péter

Kísérletes tudományokban gyakran találkozunk a legkülönbözőbb objektumok osztályozásának, felismerésének, osztályba sorolásának kérdésével. A mesterséges intelligencia területén végzett eddigi kutatások azt mutatják, hogy e tevékenységeknek legalább is bizonyos elemei automatizálhatók és ezzel a kísérleti kutatómunka bizonyos fázisai nagymértékben megkönnyíthetők. Az alakfelismerés, ami a mesterséges intelligencia egyik igen fontos területe, elsősorban arra az esetre vonatkozóan adott eredményeket, amelyben az objektumok osztályai már eleve többé-kevésbé definiálva vannak. A feladat itt abban áll, hogy új, eddig ismeretlen objektumokat kell besorolni a korábban definiált osztályok valamelyikébe (1), (2), (3), (4). Az osztályok jellemzőit, melyek alapján a besorolást valamilyen eljárás segítségével elvégezzük, tanuló algoritmusokkal határozzuk meg. Tanulásról beszélünk abban az értelemben, hogy az alakfelismerési rendszer autonóm módon dolgozza fel az ismert objektumokról kapott információt és ennek megfelelően módosítja a "tanító" által megjelölt osztály jellemzőit. E rendszerekben tanítóval végzett tanulásról (supervised learning) beszélünk (5). Tanító nélkül végzett tanulás esetében (unsupervised learning, nonsupervised learning) a tanulási folyamat nem csak az osztály-jellemzők meghatározásából áll, hanem tartalmazza az osztályok kijelölését is, mivel a tanulás folyamán a rendszer nem kap információt az objektumok hovatartozásáról, sőt egyes esetekben az osztályok számáról és létezéséről sincs információ (6). Az előadásban ez utóbbi problémakörrel foglalkozunk.

Először is megadjuk az osztályozási probléma és a tanulás vizsgálatainkban használt matematikai modelljét. Tekintsük az osztályozandó u objektumok U halmazát. Az u elemeket rendezett n -esekkel jellemezzük, nevezetesen az

$$s = (s_1, \dots, s_n)$$

vektorokkal, melynek komponensei tetszőleges S_i halmazok elemei ($i=1, \dots, n$). Az s komponenselt általában valamilyen mérési rendszer szolgáltatja. A mérési rendszer így egy leképezést létesít az \underline{U} és az

$$S = \prod_{i=1}^n S_i$$

szorzathalmaz között (a \prod jel a halmazok Descartes-szorzatát jelöl) és ezt a leképezést az $s=m(u)$ mérési függvény segítségével írhatjuk le.

A megfontolások egyszerűsítése végett feltételezzük, hogy az S_i halmazok ($i=1, \dots, n$) diszkrét. Ez nem jelenti az általánosság korlátozását, mivel az eredmények folytonos esetre közvetlenül átvezethetők.

Tekintsük most \underline{U} egy felbontását a C_1, \dots, C_N részhalmazokra. Megköveteljük, hogy a C_i ($i=1, \dots, N$) részhalmazok eleget tegyenek a

$$C_i \cap C_j = \emptyset \quad i \neq j$$

és a

$$\bigcup_{i=1}^N C_i = U$$

feltételnek. Ezt a továbbiakban az \underline{U} osztályozásának nevezzük és

$$U(C_1, \dots, C_N) -$$

nel jelöljük. Feltételezzük továbbá, hogy \underline{U} -n adott egy p mérték, melyre

$$0 < p(C) \leq p(U) < \infty \quad C \subseteq U$$

és minden CU -ra definiálva van a $P(s/C)$ feltételes valószínűség-eloszlás, melyre diszjunkt C', C'' mellett fennáll

$$P(s|C'UC'') = \frac{1}{P(C') + P(C'')} (P(C')P(s|C') + P(C'')P(s|C'')),$$

ahol

$$P(C) = \frac{P(s|C)}{P(U)}.$$

A modellben a $P(s|C_i)$ és a $P(C_i)$ valószínűségeket tekintjük a C_i osztály jellemzőinek. A $P(s|U)$ -ra bevezetjük a $P(s)$ jelölést.

Felhasználva a fentiekben bevezetett terminológiát és jelöléseket a felismerés (recognition) problémáját a következőképp fogalmazhatjuk meg:

Egy u objektum felismerése azon C_i osztály (részhalmaz) meghatározását jelenti, amely u -t elemeként tartalmazza. A megfigyelési (mérési) rendszer alapján azonban az u objektum helyett annak S -beli képe ismert csupán és ennek alapján kell elvégezni az u azonosítását, felismerését. Az m függvényről általában nem tehetjük fel az egy-értelműséget, így az a természetes mód, hogy az m inverz függvényét használjuk fel a felismerésre - nem használható, mivel az nem minden esetben létezik. Az inverz kép nem-értelműsége miatt célszerű valószínűségszámítási tárgyalásmódot alkalmazni. Az eljárások egy széleskörűen elterjedt csoportja olyan döntési rendszert használ a felismerésnél, mely valamilyen "veszteség" várható értékét minimalizálja. E rendszereket Bayes-stratégiajú rendszereknek nevezzük (7). A Bayes-tétel segítségével, felhasználva a korábban definiált eloszlásokat, meghatározható annak a valószínűsége, hogy egy u objektum, melyre $m(u) = s$, a C_i osztályba tartozik, nevezetesen:

$$P(C_i|s) = \frac{P(s|C_i) P(C_i)}{\sum_{i=1}^N P(s|C_k) P(C_k)} \quad (i=1, \dots, N)$$

Ismeretes, hogy e valószínűségek Bayes-stratégiajú döntési rendszert biztosítanak. Vizsgálatainkban a Bayes-tételből adódó valószínűségeket használjuk a felismerés eszközeként. Mivel a szükséges valószínűségeloszlások általában a priori nem ismeretesek, a felismerési fázist megelőzi egy u.n. tanuló fázis.

Azon problémákban, melyekben adva van egy jól definiált $U(C_1, \dots, C_N)$ osztályozás és a tanuló fázisban a mért $s=m(u)$ jellemzőkkel együtt a rendszer információt kap a megfelelő C_i osztályról is, tanulás alatt az osztályokat jellemző eloszlások szukcesszív felépítését értjük. Ekkor beszélünk tanítóval végzett tanulásról.

Számos fontos problémában azonban nincs eleve adott osztályozás. Itt a feladat az, hogy olyan $U(C_1, \dots, C_N)$ osztályozást adjunk meg, amely az u objektumok s képének felhasználásával kis bizonytalanságu, hatékony felismerési rendszert biztosít. Itt a tanulás a megfelelő osztályozás keresését és megtalálását jelenti és ezt tanító nélküli tanulásnak nevezzük. Ez a "tanulási forma" igen fontos szerepet játszik például a tudományos megismerő tevékenységben, rendezésben, absztrakcióban, stb.

A tanító nélküli tanuló algoritmusok legnagyobb részében valamilyen $F(C_1, \dots, C_N)$ funkcionállal jellemzik az $U(C_1, \dots, C_N)$ osztályozásokat (8), (6). Rendszerünkben az osztályozás a következő módon történik. Defináljuk két osztály (C_i, C_j) szorzatát feltételes valószínűségeloszlásaik segítségével

$$(C_i, C_j) \stackrel{\text{def}}{=} \sum_{s \in S} P(s|C_i) P(s|C_j)$$

és a rövidség kedvéért jelöljük λ_{ij} -vel. Nyilvánvaló, hogy $\lambda_{ij} = \lambda_{ji}$. Az $U(C_1, \dots, C_N)$ osztályozáshoz a

$$\lambda = \max_{\substack{1 \leq i, j \leq N \\ i \neq j}} \lambda_{ij}$$

értéket rendeljük hozzá és ezt a λ értéket nevezzük az osztályozás szintjének.

A Bayes-formula alkalmazásával annak valószínűségére, hogy egy u objektum a j -edik osztályba tartozik, a következő adódik:

$$P_j(u) = P(C_j | S=m(u)) = \frac{P(s|C_j) P(C_j)}{\sum_{k=1}^N P(s|C_k) P(C_k)}$$

Az osztályozás jószágára jellemző, hogy egy C_i ($i \neq j$) osztály elemeire milyen P_j értékeket kapunk. Ha ezek a valószínűségek nagyok, az osztályozási rendszer, a besorolás nagy bizonytalanságot tartalmaz, ha kicsik, vagy éppen zéróval egyenlők, a bizonytalanság is kicsi lesz. Az egyedi $P_j(u)$ értékek helyett célszerűbb azok várható értékét tekinteni, mivel az ilyen típusú paraméterek jobban jellemzik az osztályozás egészét.

Tekintsük a C_j osztály elemeire kapott $P_j(u)$ valószínűségek várható értékét és jelöljük P_{ij} -vel:

$$P_{ij} = \sum_{s \in S} P(C_j | s=m(u)) P(s|C_i) = \sum_{s \in S} \frac{P(s|C_j) P(C_j) P(s|C_i)}{P(s)}$$

Azért célszerű a λ -t választani az osztályozás jellemzőjének, szintjének, mivel segítségével bizonyos feltételek mellett a P_{ij} értékekre egy felső korlát adható meg.

Tételezzük fel, hogy

$$P(s) \geq K > 0$$

és
$$P(C_i) \leq A, \quad (i=1, \dots, N)$$

Ezen feltételek mellett

$$P_{ij} \leq \frac{A}{K} \lambda, \quad (i \neq j)$$

mivel feltételeink szerint:

$$\begin{aligned} P_{ij} &= \sum_{s \in S} \frac{P(s|C_i)P(C_i)P(s|C_j)}{P(s)} = P(C_i) \sum_{s \in S} \frac{P(s|C_i)P(s|C_j)}{P(s)} \leq \\ &\leq \frac{P(C_i)}{K} \sum_{s \in S} P(s|C_i)P(s|C_j) \leq \frac{A}{K} \lambda_{ij} \leq \frac{A}{K} \lambda. \end{aligned}$$

Felhívjuk a figyelmet arra, hogy A és K függetlenül választható az osztályozástól, így a felső korlát csak az $U(C_1, \dots, C_N)$ osztályozáshoz tartozó λ szint függvénye.

Ha $\lambda=0$, akkor a fenti eredmény miatt $i \neq j$ mellett az összes P_{ij} értékek nullával egyenlők, ami azt jelenti, hogy az osztályba sorolásnál semmiféle bizonytalansággal nem kell számolnunk. A $\lambda=0$ esetben ortogonális osztályozásról beszélünk, tekintettel arra, hogy ekkor bármely két osztály szorzata nulla lesz. Gyakorlatban azonban ez az eset ritkán fordul elő és a lehetséges osztályozásokat a $\lambda>0$ szint jellemzi. Kis λ szint esetén quasi-ortogonális rendszerről beszélünk. E rendszereket is kis bizonytalanság jellemzi, ezért jól alkalmazhatók a gyakorlatban.

Az előzőekben kifejtett gondolatmenet alapján a tanulás olyan osztályozások keresését jelenti, melyek minimalizálják λ -t. Ezen osztályozások általában több elemből álló halmazt alkotnak. Más szavakkal olyan osztályozásokat keresünk a tanulás folyamán, melyek kis bizonytalansági szintjükkel biztosítják az objektumok helyes azonosítását, hasznos állapot szolgáltatva ezzel típusok, kategóriák kialakítására. Bizonyos esetekben azonban nem az optimális szinthez tartozó osztályozások meghatározása a feladat, hanem olyan osztályozásoké, melyek megfelelnek valamilyen előre meghatározott λ szintnek.

Az osztályokhoz tartozó feltételes valószínűségekre és az osztályokra vonatkozó megszorítások nélkül a következőt állíthatjuk:

Ha adott egy λ' szintű osztályozás és ebben bármely két osztályt összevonjuk, az így kapott osztályozás λ'' szintjére

$$\lambda'' \leq \lambda'$$

áll fenn. Nyilvánvaló, hogy a változatlanul hagyott osztályok szorzatainak értéke változatlan marad. Tegyük fel, hogy a k_1 és a k_2 osztályokat egyesítettük és ez az egyesítés után a k -adik osztály lett. Ennek jellemzője feltételeink szerint a

$$P(s|C_k) = \frac{1}{P(C_{k_1}) + P(C_{k_2})} (P(C_{k_1})P(s|C_{k_1}) + P(C_{k_2})P(s|C_{k_2}))$$

eloszlás lesz, így ennek és egy j -edik osztálynak a szorzatára

$$\lambda''_{jk} = \frac{P(C_{k_1})}{P(C_{k_1}) + P(C_{k_2})} \lambda'_{jk_1} + \frac{P(C_{k_2})}{P(C_{k_1}) + P(C_{k_2})} \lambda'_{jk_2} \leq \lambda'.$$

Ebből

$$\lambda''_{jk} \leq \lambda' \quad (j \neq k)$$

és

$$\lambda''_{ii} = \lambda'_{ii} \leq \lambda' \quad (i \neq 1, 1, i \neq k)$$

miatt

$$\lambda'' \leq \lambda'$$

adódik.

Ennek megfelelően egy olyan U^1, U^2, \dots, U^q osztályozás-sorozatnál, ahol U^{i+1} -et U^i -ből osztályok egyesítésével kaptuk, a megfelelő szintekre a

$$\lambda^1 = \lambda^2 = \dots = \lambda^q$$

egyenlőtlenségsorozat áll fenn.

Az előzőek miatt az optimális λ szintnek eleget tevő osztályozások közül csak azok tekinthetők függetleneknek, melyeknek nincs finomítása a megoldások között, azaz amelyek maximális számú osztályt tartalmaznak.

Gyakorlati alkalmazásokban célszerű a feltételes eloszlásokra bizonyos megszorításokat tenni. Ezzel csökkenthetjük az optimális megoldások halmazában lévő elemek számát is. E célra kiválasztjuk a valószínűségeloszlások valamely jól definiált csoportját (pl. normális eloszlások kompozícióját) és ebből meghatározzuk azt, amely a legjobban illeszkedik az empirikusan konstruáltakhoz.

További megszorítást jelent, ha feltételezzük, hogy az s vektor komponensei stochasztikusan függetlenek. Ekkor a $\lambda_{ij} = (C_i, C_j)$ szorzat a következő alakú:

$$\lambda_{ij} = \prod_{k=1}^n \sum_{s_k \in S_k} P(s_k | C_i) P(s_k | C_j),$$

ahol $P(s_k | C_i)$ a k -adik komponens eloszlását jelöli C_i esetén. Vizsgáljuk meg most, hogyan viselkedik a λ szint a komponensek számának növelésével. E célból tekintsük az n komponenshez tartozó λ^n és az $n+1$ komponenshez tartozó λ^{n+1} szintek viszonyát.

Nyilvánvaló, hogy

$$\lambda_{ij}^{n+1} = \lambda_{ij}^n \sum_{s_{n+1} \in S_{n+1}} P(s_{n+1} | C_i) P(s_{n+1} | C_j),$$

és mivel

$$\sum_{s_{n+1} \in S_{n+1}} P(s_{n+1} | C_i) P(s_{n+1} | C_j) \leq 1,$$

ezért fennáll

$$\lambda_{ij}^{n+1} \leq \lambda_{ij}^n.$$

Ebből következik

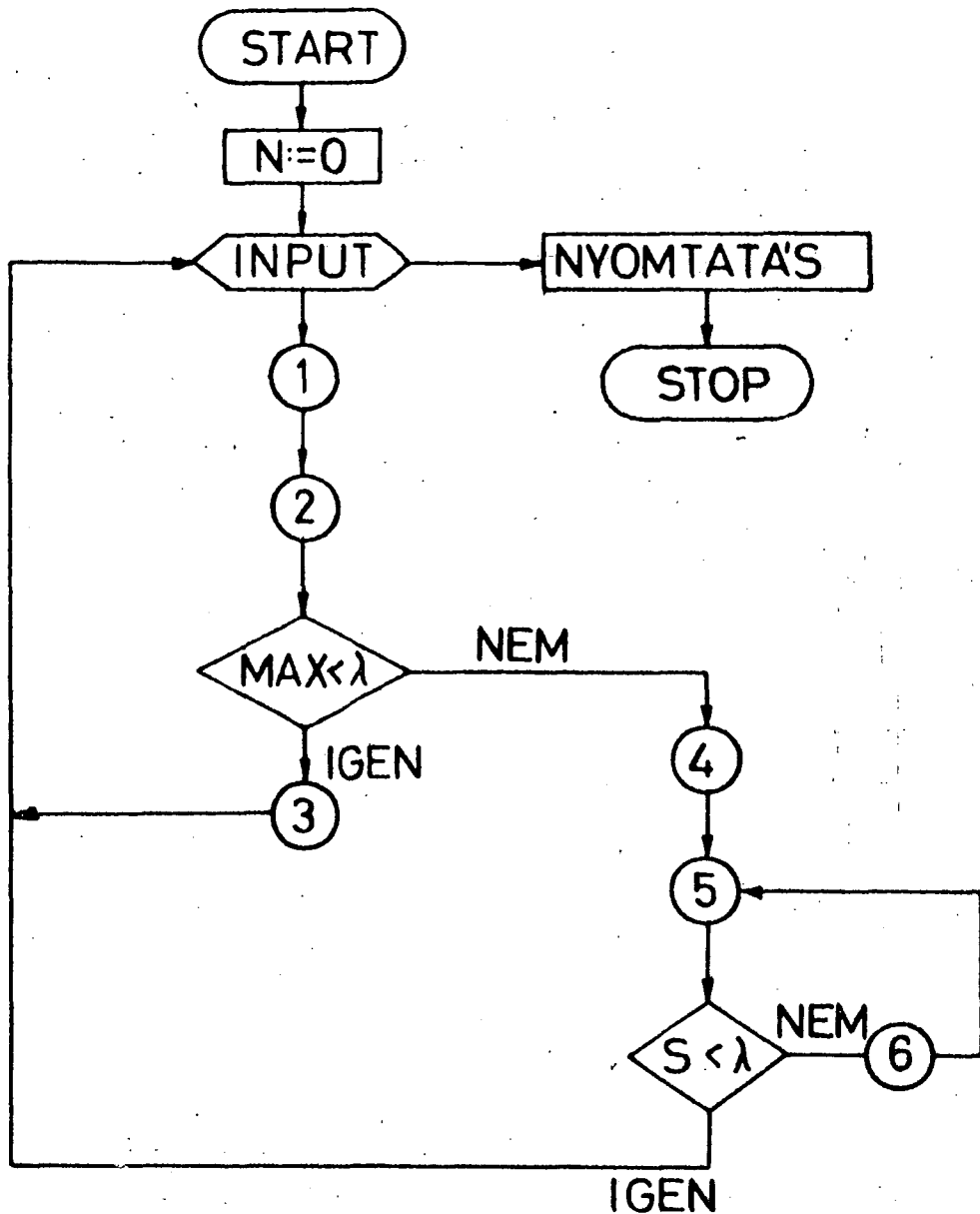
$$\lambda^{n+1} = \max_{i,j} \lambda_{ij}^{n+1} \leq \max_{i,j} \lambda_{ij}^n \leq \lambda^n,$$

azaz

$$\lambda^{n+1} \leq \lambda^n.$$

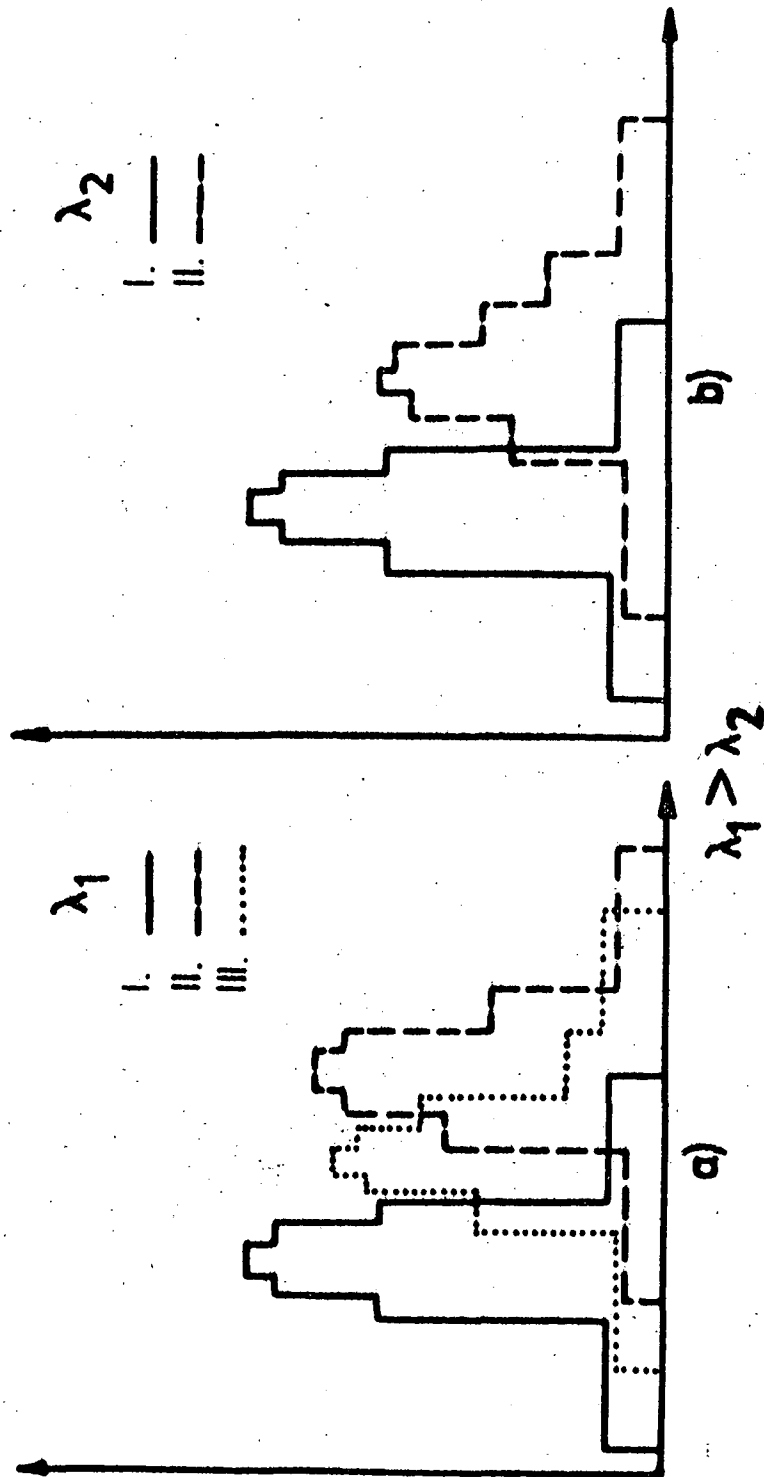
E mellett a függetlenség megkönnyíti az eloszlások tárolását is, ami lényeges szempont a gyakorlati alkalmazásoknál.

Elsődleges fontosságu ugyancsak gyakorlati alkalmazásokban az optimalizációs algoritmus kérdése. Erre ezideig exakt eljárás nem ismeretes. A fent ismertetett osztályozási rendszert komplex szabályozási funkciók vizsgálatára szolgáló multifázisos tesztből kapott eredmények



1. ábra

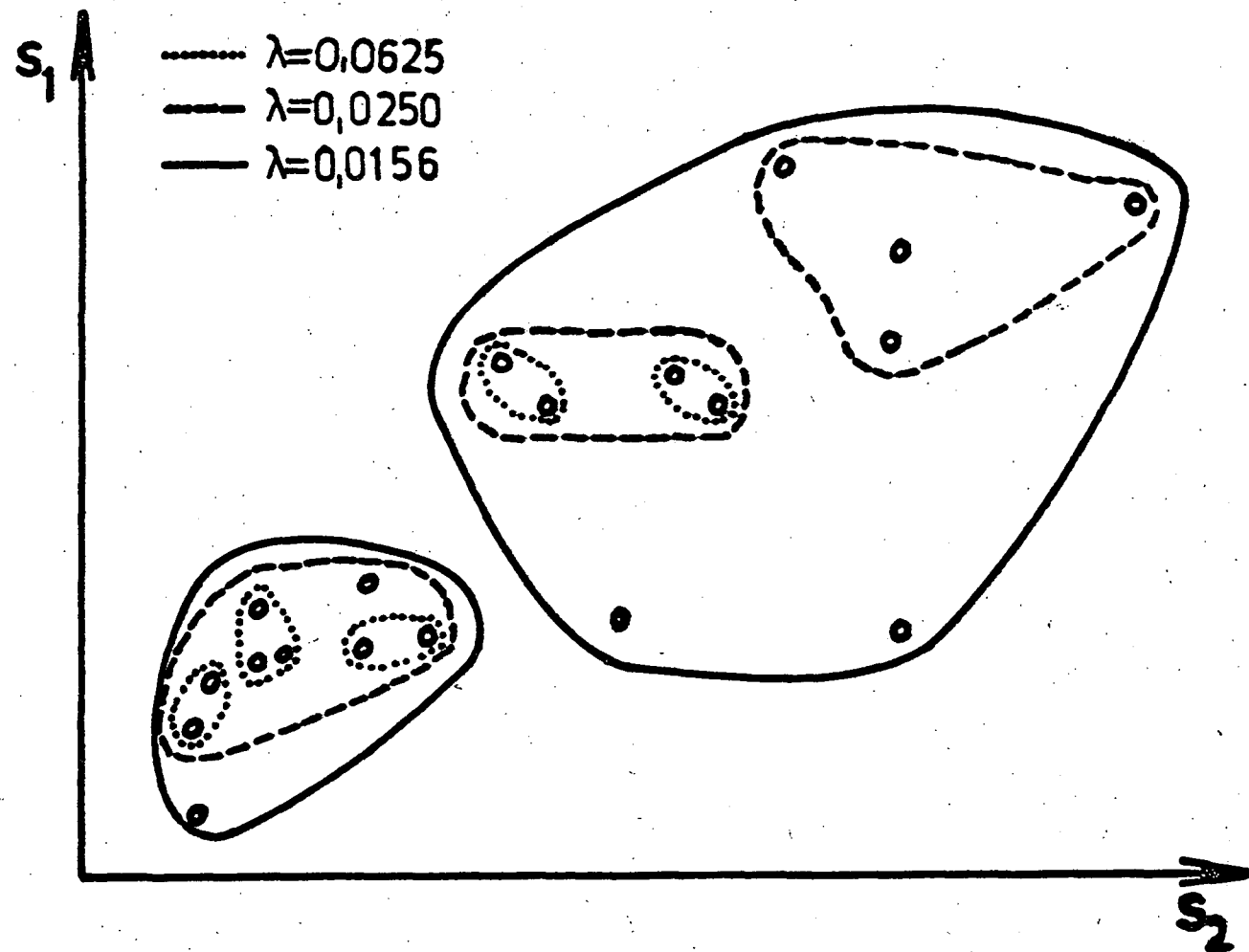
- N : osztályok száma,
 D_i : az i -edik osztályt jellemző eloszlás ($i=1, \dots, N$)
 D_{inp} : a beolvasott objektumhoz tartozó "elemi" eloszlás,
 λ : az osztályozás megkövetelt szintje,
1 - D_{inp} előállítása,
2 - $MAX = \max D_{inp} \times D_i$ szorzatérték meghatározása
3 - osztályok számának növelése ($N:=N+1$) és D_{inp} tárolása D_N -ben
4 - D_{inp} és $D_{i_{max}}$ egyesítése,
5 - osztályok közötti maximális szorzat (S) meghatározása,
6 - a maximális szorzatot adó osztályok egyesítése, a közös eloszlás tárolása, az eredetiek törlése és az N csökkentése ($N:=N-1$)



2. ábra

Egy komponens eloszlásainak képe különböző λ szinthez tartozó osztályozások esetére

- a) három osztályos,
- b) két osztályos felbontás.



3. ábra

Szigorúan monoton λ -sorozat mellett adódó hierarchikus osztályozás-rendszer. További magyarázat a szövegben.

(9) elemzésében alkalmaztuk. Az adott szintű, illetve optimális osztályozások keresésére heurisztikus algoritmust használtunk, amely nem-exakt volta ellenére is jó eredményeket szolgáltatott. Az alkalmazott eljárást az 1. ábra folyamatábrája szemlélteti. A 2. ábrán egy komponens különböző osztályokban mutatott eloszlásának tipikus képét szemléltetjük különböző λ szintek mellett. Az a/ diagramon a magasabb λ_1 szinthez tartozó három osztály, a b/-n egy kisebb λ_2 -höz tartozó két osztályos felbontás karakterisztikus eloszlásait ábrázoltuk. A 3. ábrán a multifázis tesztből nyert, a szabályozási tevékenység jellegét jellemző általánosított távolság munkaterhelés hatására történő megváltozása (9) alapján (s_1 : általánosított távolság a munka megkezdésekor, s_2 : általánosított távolság a munka befejezésekor), különböző λ szintek mellett kialakult csoportokat adjuk meg. A jelen előadásban nem vállalkozunk a csoportoknak megfelelő pszichofiziológiai típusalkotási problémák vizsgálatára, célunk egy elméletileg megalapozott módszer ismertetése volt, mely az eddigi tapasztalati eredmények alapján hatékony eszközt nyújt e kérdéskör vizsgálatában.

I r o d a l o m

- (1) Wartak, J.: An Information Theory Approach to Medical Diagnosis. Cybernetica (Namur). Vol. 8. No. 3.: 162-168, (1965)
- (2) Aiserman, M.A.: Remarks on Two Problems Connected with Pattern Recognition. Methodologies of Pattern Recognition. Academic Press, (1969). 1-10.
- (3) Fu, K.S.: On Sequential Pattern Recognition Systems. Meth. of Pattern Rec. Academic Press, (1969). 159-202.
- (4) Szalay, G., L. Molnár, O. Gulyás: Primenyenyije algoritmov obucsenyija v meteorologii dlja predskazuvanyiji konvektyivnoj aktivnoszty. Acta Cybernetica. Tom. 1. Fasc. 3.: 201-218, (1972)
- (5) Cooper, P.W.: Nonsupervised Learning in Statistical Pattern Recognition. Meth. of Pattern Rec. Ac. Press, (1969). 97-110.
- (6) Dorofejuk, A.A.: Algoritmu obucsenyija masinu paszpoznavanyiju obrazov bez ucsityelja. Avtomatika i Telemekhanika. 10.: 78-87, (1966)

- (7) Naguchi Shotchi, Kazuyuki Nagasawa, Juro Oizumi: The Evaluation of the Statistical Classifier. Meth. of Pattern Rec.Ac. Press, (1969). 437-456.
- (8) Ruspini, E.H.: A New Approach to Clustering. Information and Control.Vol.15. No.1.: 22-31, (1969)
- (9) Hunya P., Madarász I.: Központi idegrendszeri szabályozási funkciók komplex vizsgálata. Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és biológiában. Kollokvium. 55-62, (1972)

Szeged megyei városi Tanács VB Egészségügyi Osztálya, Csongrád megyei
Kórház Gyermekosztálya, Szentes

Újszülöttek születési súlyát befolyásoló tényezők
számítógépes vizsgálata

Török Rozália, Kovács Zoltán és Kovalovszki Lajos

Az elmúlt évtizedekben jelentősen növekedett a koraszülések százalékos aránya. Míg 1936-ban hazánkban 100 születés közül 3-4 esetben volt koraszülés, addig ma minden 10. születés esetén 2500 gr alatti az újszülött súlya. Az orvosi szakirodalomban számtalan, ezzel a kérdéssel foglalkozó közlemény látott napvilágot. Az eddigi eredmények azt mutatják, hogy egy vagy akár néhány (2-3) tényező vizsgálata nem ad elegendő felvilágosítást a kérdés megoldásához. Feltéhetően több, közel azonos fontosságú tényező befolyásoló hatásával kell számolnunk. A vázolt kérdés vizsgálatánál igen nagy mennyiségű adat tárolására, analizálására van szükség, ezért ez csak elektronikus számítógép segítségével lehetséges.

A Szentesi Megyei Kórház Gyermekosztályán egy, ezzel a témával kapcsolatos statisztikai felmérést végeztek. Ebbe olyan kérdéseket vettek fel, melyek az orvosi tapasztalat alapján feltéhetően befolyásolják az újszülött születési súlyát.

Először ki kellett válogatni a kérdések közül azokat, melyek a koraszüléssel szoros kapcsolatban vannak. Erre azért volt szükség, mert a nem lényeges tényezők vizsgálata jelentősen megnövelné a program gépi idő szükségletét, memória igénye is nagyobb lenne, ugyanakkor az eredmény lényeges javulásához nem vezetne.

A feladat további része az volt, hogy a megmaradt tényezők figyelembevételével a mintában rejlő információ alapján olyan függvényt konstruáljunk, mely nagy valószínűséggel választja szét a koraszülöttek csoportját a nem koraszülöttekétől.

A programot INZSENYER nyelven írtuk és a JATE Kibernetikai Laboratórium MINSZK-22 típusú számológépén próbáltuk ki. Az adatok előkészítését, mágnesszalagra történő felírását a FELIRÁS KONVERTÁLÁSSAL program végezte. Az újszülött születési súlyának és az egyes befolyásoló tényezők közötti kapcsolat erősségét X^2 -próbbal határoztuk meg.

Tekintsük az i -dik tényezőt és a születési sulyt.

A_1, A_2, \dots, A_r az i -dik kérdésre adható válaszok a
 B_1, B_2, \dots, B_s születési suly lehetséges értékeinek
 $(r, s \geq 2)$ megfelelő kódok.

Mindkét rendszer teljes eseményrendszer.

χ^2 - próbával történő függetlenségvizsgálat esetén a H_0 hipotézis:

$$P(A_i B_j) = P(A_i) P(B_j) \quad i = 1, 2, \dots, r, \quad j = 1, 2, \dots, s.$$

Megalkotva a

$$\chi_n^2 = \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^s \frac{\left(\sqrt{1/n} \cdot \frac{v_i}{n} \cdot \frac{v_j}{n} \right)^2}{n \cdot \frac{v_i}{n} \cdot \frac{v_j}{n}}$$

kifejezést, nagyszámu minta esetén a H_0 hipotézis teljesülésekor ez $(r-1)(s-1)$ szabadságfoku χ^2 eloszlást követ. A számítást és értékelést a TÉNYEZŐK FÜGGETLENSÉGÉNEK VIZSGÁLATA program végezte.

A próba akkor alkalmazható, ha $np_i \geq 10 \forall i$ esetén. A program ezt a feltételt ellenőrizte és azokban az esetekben, amikor ez nem teljesül, az ASR-en adott jelzést, nem végezve el a számítást és értékelést.

A koraszülés és az egyes tényezők kapcsolatának vizsgálatakor ilyen hiba nem adódott, de éppen amiatt a feltétel miatt már pl. a koraszülés és két vagy több tényező kapcsolatának vizsgálata ebből az adathalmazból nem végezhető el. A χ^2 - próba feltétele ezekben az esetekben ugyanis sokszor nem teljesülne, ilyen vizsgálati eredményből nem vonhatnánk le következtetéseket, ezért a program csak két-két tényező függőségi viszonyát vizsgálja. Megkíséreltük a lényeges tényezők kiválogatását az információelmélet felhasználásával is.

Ebben az esetben adott egy függő változó és n darab független változó, kérdés, hogyan választhatók ki a független változók közül a függő változó szempontjából leglényegesebbek. Y legyen a függő változó, X_1, X_2, \dots, X_n legyenek a független változók. $M(Y, X)$ lesz X fontosságának mértéke Y vonatkozásában, ha teljesíti a következő feltételeket:

- 1) M figyelembe veszi X saját fontosságát és X -nek Y -ra vonatkozó feltételes fontosságát.
- 2) M minimális értékű, ha Y és X statisztikailag függetlenek.

3) $M(Y_1X_2) > M(Y_1X_1)$, ha X_2 lényegesebb Y -ra nézve mint X_1 .

Az információelméletben használt kölcsönös információ használható ezen M érték definiálásához.

Esetünkben az X_1, X_2, \dots, X_s független tényezőkről a **TÉNYEZŐK FÜGGETLENSÉGÉNEK VIZSGÁLATA** program eredménye alapján feltehetjük, hogy függetlenek.

$$\text{Ekkor } I(Y_1X_1, X_2, \dots, X_s) = I(Y_1X_1) + I(Y_1X_2) + \dots + I(Y_1X_s)$$

A χ^2 - próba és az információtartalom vizsgálatának összehasonlításakor a két program eredményében nagyfokú egyezőséget találtunk. Azok a tényezők, melyeket a **TÉNYEZŐK FÜGGETLENSÉGÉNEK VIZSGÁLATA** program a koraszülést befolyásoló tényezők közé sorolt, általában informatívabbak voltak a kimaradtaknál.

A további vizsgálatra szánt kérdések kiválogatására ez a program szolgáltatott alapot, azonban a végleges döntés kialakítása orvosi vélemény figyelembevételével történt.

További vizsgálatra 22 tényezőt tartottunk meg.

Munkánk célja ezután az volt, hogy a születési súlynak ezen tényezőktől való függését vizsgáljuk és a mintákból nyert információ alapján közelítő függvénykapcsolatot állapítsunk meg.

Az Y értékét X_1, X_2, \dots, X_s lineáris függvényével közelítjük.

$$Y = a_1X_1 + a_2X_2 + \dots + a_sX_s$$

Az együtthatókat a legkisebb négyzetek módszere alapján becsüljük.

A lineáris közelítéshez készített tesztprogram során egy P pontot elválasztópontnak nevezünk, ha a lineáris közelítés együtthatóival egy adott mintapontban a függvény értékét meghatározva, abban az esetben döntünk úgy, hogy koraszülés várható, ha a P -nél kisebb érték adódott. A **TESZTPROGRAM** megállapítja, hogy a P különböző helyeken történő rögzítések során a lineáris függvény hány százalékban dönt helyesen, hány százalékos a "negatív hiba" (koraszülöttnak nemkoraszülötté történt nyilvántartása), és hány százalékos a "pozitív hiba". A P rögzítésének csak a "nem-koraszülött" - "koraszülött" intervallumban van értelme, ahol a "nem-koraszülött" a lineáris függvény minimuma a nem koraszülött mintaelemeken, a "koraszülött" pedig a függvény maximuma a koraszülött mintaelemeken.

Az eredmény értékelése során az elválasztópontnak $P = 6,3417$ értéknél való rögzítése esetén a **LINEÁRIS KÖZELÍTÉS**-sel kapott

függvény 61 %-ban helyesen diagnosztizált, a pozitív hibaszázalék 29, a negatív hibaszázalék 10 volt. Ezt az eredményt azért tekinthetjük pozitívnak, mert az a legfontosabb, hogy felhívjuk a figyelmet azokra az esetekre, amikor várhatólag alacsony lesz a születési súly. A "nem-koraszülött" és "koraszülött" értékek megadják a koraszülöttek, illetve a nem-koraszülöttek csoportjában a lineáris függvény legkisebb és legnagyobb értékét. Ezáltal egy olyan intervallum adódik, amelyen kívül eső mintaelemekre, pontosabban ahol a függvény értéke ezen intervallumon kívül esik, biztos előrejelzést adhatunk.

A potenciálfüggvényes alakfelismerési módszer tanításon alapszik. A tanítás folyamán az M tanulóprogram sorozathoz hozzárendeljük az \hat{M} sorozatot:

Az \hat{M} sorozatot tanított sorozatnak nevezzük.

A hozzárendelés módjától függően megkülönböztethetünk

a) egyszerű tanítást, ahol

$$\hat{x}_i = \begin{cases} 1 & \text{ha } \underline{x}^i \in A \\ -1 & \text{ha } \underline{x}^i \in B \end{cases}$$

b) összetett tanítást, ahol

$$\hat{x}_i = y_i \quad - \text{itt } y \text{ az } i\text{-dik tanulóponthoz az } f(\underline{x}) \text{ függvény értéke, esetünkben a születési súly kódja.}$$

Az összetett tanítás több osztályra való bontást is lehetővé tesz.

A tanítás célja olyan $f_n(\underline{x}) = f_n(\underline{x}; \{\hat{x}_i\}_{i=1}^n; \{\underline{x}^i\}_{i=1}^n)$

függvénysorozat meghatározása, amely valamilyen értelemben a szétválasztó függvényt $f(\underline{x})$ -et megközelíti.

Az algoritmus általános alakja:

$$f_n(\underline{x}) = \sum_{k=1}^n r_{k-1}(\underline{x}^k) K(\underline{x}, \underline{x}^k)$$

A módszer előnye, hogy lehetséges a szétválasztó függvényt közelítő $f_n(\underline{x})$ módosítása a folyamatosan érkező mintaelemek segítségével.

A POTENCIÁL-FÜGGVÉNYES MÓDSZER programja a következő feladatokat oldja meg:

- 1) Tanítóprogramként működik.
- 2) Tesztprogramként működik.

A probléma megoldási módjainak összehasonlítása során a LINEÁRIS KÖZELÍTÉS -sel kapott eredmények azt mutatják, hogy néhány négyzetes és vegyes tag figyelembevételével orvosi szempontból elfogadható eredményt érünk el. A módszer alkalmazása ellen szól azonban, hogy minden változtatás esetén újra kell számítani az együtthatókat. A korábbi számítások eredményéből nem végezhető el a módosítás. Így a gépi idő egyre növekedne, azonkívül minden mintaelemet meg kell őriznünk.

A POTENCIÁLFÜGGVÉNYES MÓDSZER - bár eredményei nem olyan jók - éppen ezeket a hátrányokat küszöböli ki. Itt a közelítőfüggvény módosítása egyszerűen úgy történik, hogy a korábbi tanulópontok által szolgáltatott együtthatókat az új tanulópontok esetén megváltoztathatjuk.

Anyagunknál a POTENCIÁLFÜGGVÉNYES MÓDSZER alkalmazásakor feltételezhető, hogy azért van nagy eltolódás a "pozitív hiba" irányába, mert a tanulópontok összetétele nem volt megfelelő. Anyagunkban az esetek fele koraszülött volt. A természetes arány a koraszülöttek és nem koraszülöttek között 10 % és 90 % körül ingadozik.

SZOTE Központi Kutatólaboratórium és Szeged Megyei Városi Tanács
Egészségügyi Osztálya

Újabb tapasztalatok az újszülöttkori sárgaságnál alkalmazott
diszkriminancia analízissel

Boda Krisztina, Kovács Zoltán, Győri István és Veres Ilona

A múlt évi kollókviumon beszámoltunk arról, hogy alkalmaztuk a diszkriminancia analízist a sárgaság miatt felvett újszülöttek adatainak értékelésére.

A diszkriminancia analízis olyan módszer, melynek segítségével két különböző összesség ismertető jegyek megadása alapján szétválasztható egy lineáris függvény, az ún. diszkriminancia függvény segítségével.

Esetünkben a két összességet a betegek két csoportja jelentette: a vércserére kerülő és nem kerülő újszülöttek. A leglényegesebb három ismertető jegyet hagytuk meg a vércserénél szerepet játszó számos szempont közül: a születési súlyt, az életkort és a szérumbilirubin szintet. Így diszkriminancia függvényünk egy háromváltozós lineáris függvény volt. Ennek segítségével minden egyes újszülöttet egy számmal jellemeztünk. Ha ezen számok alapján teljesen elkülönülnének a vércserés és nem-vércserés újszülöttek, akkor a modell szerint 100 %-os biztonsággal lenne eldönthető, mikor kell vércserét végrehajtani és mikor nem.

Természetesen ilyen jó arány, azaz a csoportok teljes szétválasztása még elméletileg sem várható, hiszen több orvos bizonyos mértékig szubjektív elhatározásai alapján alkottuk a modellt, és az egyedi reakciók sem hagyhatók figyelmen kívül.

Mégis sikerült 80-85 %-os valószínűségű döntést hoznunk. Bár a vércserés és nem vércserés esetek nem különültek el teljesen, a választóvonalat ott húztuk meg, ahol a tévedés valószínűsége a legkisebb volt, és e választó számnál nagyobb indexű esetek voltak a vércserén átesett újszülöttek.

A modellt 15 évi orvosi tapasztalat alapján alkottuk. Most újabb 5 év beteganyagán azt próbáltuk ki, hogyan illeszkedik az újabb eredmény a régiéi alapján felépített modellbe.

Megvizsgáltuk továbbá azt is, hogyan értékelhetők a modell alapján a vércserén átesett újszülöttek, azaz hová sorolható a vércsere utáni állapot, sőt az esetleg második vércsere során észlelt állapot és az azt követő. Bővült anyagunk azzal is, hogy időközben bevezették

igen eredményesen a vércsere helyett és mellett a "kék fény" besugárzást.

Kérdéses, vajon hová kerülnek az így kezelt betegek modellünkben.

A próbát ismét a megadott osztályok szerint végeztük el külön-külön. A helyes mérlegelés aránya közel azonos volt, mint a régi eredmény.

Munkánkat összefoglalva az 1. táblázat mutatja.

Modellünk helyesen "ítélte meg" a vércsere utáni állapotot is. Egy-két eset kivételével a vércsere előtti állapotnak megfelelő értékeket talált, azaz a függvény értéke az elválasztó index alatt volt. Valóban a vércserén már egyszer átesett egyedek kis hányadán kellett azt újból végrehajtani és a talált néhány kivétel pontosan az ismételt beavatkozásra került esetekre vonatkozott, hiszen a legerősebben befolyásoló jellemző, a bilirubin szint ezeknél a betegeknél nem csökkent lényegesen.

A második vércserén átesett betegek függvényértékel újból az elválasztó index fölé kerültek, azaz a beavatkozást szükségessé tevő állapotnak feleltek meg.

A vércsere utáni időpontban kivétel nélkül olyan elválasztó index értékeket kaptunk, mint a kezelésre nem kerülő esetekben.

A "kék fény" besugárzást jelentős számban csak a hyperbilirubinemiásoknál alkalmazták. Az említett osztályban az esetek 98 %-ában nem volt szükség a vércsere végrehajtására, és a döntés meglepően jó a modell szerint is (2.sz. táblázat).

Azt mondhatjuk, hogy az elmúlt évben ismertetett modell helyesnek bizonyult újabb adatokra is.

Figyelmesen vizsgálva az 1. táblázatot, nem szabad elhanyagolni egy körülményt: azok, akiknek az orvosok nem végezték el a vércserét, a modell szerint is ebbe az osztályba kerültek. Csak egy-két esetet "tévesztett el". Viszont a vércserén átesett betegek közül viszonylag többet sorol a nem vércserések közé a modell. Ez a tény pedig módszerünk gyakorlati használhatóságát veszélyeztetné, hiszen csak akkor lehetünk biztosak a dolgunkban, ha diszkriminancia függvényünk alkalmazásakor az is a vércsere mellett dönt.

A beteg szempontjából kedvező döntésnek a viszonylag kisebb kockázattal járó vércsere látszik, mintsem fordítva. Ez a tény késztetett bennünket arra, hogy az eredeti index értékét felülvizsgáljuk. Két csoporton végeztük el az "index-módosítási kísérletet": a két fő inkompatibilitás típus Coombs negatív eseteinél, tehát az A0 inkompatibilitáshoz tartozó Coombs negatív és az Rh inkompatibilitáshoz tartozó Coombs negatív csoportokban.

INKOMPATIBILITÁS TERMÉSZETE, ÉS A COOMBS PRÓBA EREDMÉNYE	N E M V O L T V É R C S E R E		V O L T V É R C S E R E		H E L Y E S D Ö N T É S A R Á N Y A	
	ÖSSZES DÖNTÉS	H E L Y E S	ÖSSZES DÖNTÉS	H E L Y E S	EREDETI ANYAGON	U J A B B
AO ÉS Rh Inkomp. Coombs negativ	55	51	17	8	80,3 %	81,9 %
Rh Inkomp. Coombs negativ	114	109	22	12	89,8 %	89,0 %
Rh Inkomp. Coombs negativ	73	64	48	25	77,3 %	73,4 %
AO Inkomp. Coombs negativ	277	254	149	117	80,3 %	87,0 %
AO Inkomp. Coombs nincs adat	53	53	23	11	85,9 %	84,2 %
Hyperbilirubinaemia. Coombs negativ	550	481	117	98	83,0 %	86,8 %
Hyperbilirubinaemia. Coombs nincs adat	136	136	14	6	84,1 %	94,6 %

1.sz. táblázat

KÉKFÉNYBESUGÁRZÁSBAN RÉSZESÜLT ESETEK.

INKOMPATIBILITÁS TERMÉSZETE ÉS A COOMBS PROBA EREDMÉNYE	N E M V O L T V É R C S E R E		V O L T V É R C S E R E		H E L Y E S D Ö N T É S A R Á N Y A	
	ÖSSZES	HELYES DÖNTÉS	ÖSSZES	HELYES DÖNTÉS	EREDETI ANYAGON	UJABB
HYPERBILIRUBIN- AEMIA Coombs negatív	166	166	3	1	-	98,8 %
Hyperbilirubinaemia Coombs nincs adat	91	80	4	4	-	88,4 %
AO Inkomp. Coombs negatív	40	35	5	2	-	82,2 %

2.sz. táblázat

ELVÁLASZTÓ INDEX MÓDOSÍTÁSA A-O INKOMPATIBILITÁSNÁL
COOMBS NEGATIV ESETEKBEN.

A HELYES DÖNTÉS ÉRTÉKEI		
	i = 1,2	i = 1,1
VOLT VÉRCSERE	74,9 %	83,1 %
NEM VOLT VÉRCSERE	90,6 %	79,4 %
AZ ÖSSZES DÖNTÉS	83,3 %	81,3 %

ELVÁLASZTÓ INDEX MÓDOSÍTÁSA Rh INKOMPATIBILITÁSNÁL
COOMBS NEGATIV ESETEKBEN.

A HELYES DÖNTÉS ÉRTÉKEI.			
	i = 2,2	i = 2,0	i = 1,8
VOLT VÉRCSERE	46,1 %	58,9 %	82,1 %
NEM VOLT VÉRCSERE	97,1 %	92,1 %	84,3 %
AZ ÖSSZES DÖNTÉS	89,6 %	87,2 %	83,9 %

3.sz. táblázat

A régi indexhatár megválasztásánál bizonyos mértékű hibát ott követünk el, amikor a tévedések számát minimumra csökkentve állapítottuk meg az indexet. Így, mivel a vércserések száma kevesebb volt, ez kevésbé befolyásolta a döntést. Ha most egy-két tizeddel csökkentjük az elválasztó index értékét, az összes döntés százalékos értéke ugyan romlik, és ugyancsak romlik a nem vércseréseknél a helyes döntések aránya (de csak néhány százalékkal); ezzel szemben a vércseréseknél ugrásszerűen javul a helyes döntés gyakorisága (3. táblázat).

Györfi László, a TKI munkatársa alakfelismerési módszerrel is megvizsgálta anyagunk egy részét, és hasonló eredményekhez jutott. Fáradozásáért ezúton is köszönetet mondunk. Elképzelhető-e, hogy a vércsere indikációjában esetleg az általunk felhasznált modell alapján dönt majd az orvos? Csak erre alapozott döntésről nem beszélhetünk, mert semmilyen, bármennyire tökéletesnek látszó matematikai modell sem mentesítheti az orvost saját szakmai gyakorlatának és az ezzel járó személyes felelősségvállalás terhe alól. Viszont elképzelhető, és bizonyosan hasznos is lesz, ha a fizikális és laboratóriumi vizsgálatok mellett egy újabb, a statisztikai megfigyeléseken és tapasztalatokon alapuló segítséget kap tennivalóinak mérlegeléséhez, melyre viszont igen alkalmas a diszkriminancia analízisnek általunk ismertetett módszere.

Országos Munkaegészségügyi Intézet

Automatikus screening vizsgálatra alkalmas diagnosztikai
programrendszer kísérleti alkalmazása

S. Kopp Mária és Felsővályi Ákos

A számítógépes orvosi diagnosztika két fő alkalmazási területe:

- 1.) Bonyolult differenciáldiagnosztikai esetek értékelése.
- 2.) Tömeges szűrő (screening) vizsgálatoknál a valószínűleg beteg személyek kiválasztása.

Az első területen, mint a korábbi előadások is bizonyítják, igen sok problémát kell még megoldanunk a gyakorlati alkalmazás megvalósítása előtt, a korai diagnózist szolgáló, tömeges egészségügyi vizsgálatoknál azonban a számítógépes diagnosztikát, mint *conditio sine qua nont*, már ma is sikeresen alkalmazzák. Hay Györgynek az 1971. évi szegedi Kollokviumon elhangzott előadása szerint, az Egyesült Államokban 1970-ben 101 screening rendszer működött, ezek közül a jelentősebb screening-központokban a valószínűleg beteg személyeket automatikus programrendszer választotta ki és hívta be további vizsgálatra. A számítógépes diagnosztika soha nem helyettesítheti az orvost, csupán a valószínűleg nem orvosi feladatok alól mentesítheti. A WHO tömeges egészségügyi vizsgálatokról szóló tanulmánya hangsúlyozza, hogy az az idő elmúltában van, mikor az orvos maga végzett rutin szűrővizsgálatot olyan tömeges esetében, akik nem panaszkodnak egészségükre. Ismerjük a rutin szűrővizsgálatokat, felülvizsgálatokat, ahol nem csupán a beteg, de az orvos is "kartoték-adattá" válik. A jövő orvostudományának célja a valódi orvos-beteg kapcsolat újra-megteremtése, ez azonban csak úgy képzelhető el, ha az orvosi rutinfeladatokat egyre inkább eu. közép-káderek végzik el az automatizálás segítségével. A WHO tanulmánya szerint a screening vizsgálatok különösen alkalmasak automatizálásra és az eu. közép-káderek bevonására, mivel viszonylag kevés, rutinszerű feladatból állnak.

Az automatikus screening programrendszer feladata: a részletes és alapos klinikai és laboratóriumi orvosi vizsgálatokon alapuló ún. referenciadiagnózisok felhasználásával az egyes betegségek diagnosztikai modelljének felállítása, majd ennek alapján a valószínűleg beteg személyek kiválasztása. Az általunk elkészített programrendszer Gledhill

szerint a számítógép empirikus alkalmazásán alapszik. A jelenleg ezzel a módszerrel működő legjelentősebb screening-központ a Collen és Davis által szervezett Automated Multiphasic Screening Project, amely egymillió lakos rendszeres szűrését végzi. Európában az azonos elven működő legnagyobb screening-központ a svájci-osztrák együtműködésben megvalósított, Joseph Smith által szervezett screening-központ, amely többek között a hyperthyreosis, cukorbetegség, idült hörghurut, tüdőtágulat, essentialis magas vérnyomás korai diagnózisát végzi. A módszer előnyei:

1.) Nem szükséges, hogy a tünetek függetlenek legyenek egymástól, ha van közöttük kölcsönhatás, csak a számolás lesz több, az eredmény ugyanaz.

2.) Egyszerre több betegséget is tud diagnosztizálni ugyanannál a páciensnél.

A módszert Kalmár László professzor ismertette 1969-ben, az Orvostechikai Konferencián. A módszer lényege, hogy az orvos által felállított referenciadiagnózisok segítségével minden lehetséges tünetkombinációra meghatározzuk az adott tünetegyüttes diagnosztikai értékét, a maximum likelihood hányados segítségével.

$$\Theta = \frac{P^S_D}{P^S_N}$$

A maximum likelihood hányados bizonyos tünetegyüttes (s) előfordulásának feltételes valószínűsége a betegek között (P^S_D), viszonyítva ugyanannak a tünetegyüttesnek a feltételes valószínűségéhez a nem betegek között (P^S_N). Ez az érték nullától (a tünetegyüttes csak a nem betegek között fordul elő), a végtelenig terjedhet (a tünetegyüttes csak a betegek között fordul elő). n számú bináris tünet esetén a lehetséges tünetkombinációk száma 2^n . A módszer megbízható alkalmazásának feltétele egyrészt a referenciadiagnózisul szolgáló orvosi diagnózisok megbízhatósága, másrészt az orvosi diagnózisok megfelelően nagy száma.

Valamely betegség "diagnózis-profilját" a tünetkombinációk növekvő diagnosztikai értéki szerinti sorbarendezésével nyerjük.

Tömeges vizsgálatoknál a helyes diagnózis felállítása mindig bizonyos hibahatárok között lehetséges. A screening szenzitivitása a helyes diagnózis feltételes valószínűsége a betegek esetében. A szükséges szenzitivitás fokát az orvos határozza meg. (Collen szerint pl. a tüdő tbc esetében 99 %, vagy annál is több, asthma br. esetében 90 % is megfelelő.) Ez azt jelenti, hogy 100 asthma bronchiales

beteg közül a program 90 beteget ismer fel, a szenzitivitás hibája 10 %. A szenzitivitás hibáját elsőfoku hibának (α) nevezzük. α a valóban betegek közül a fel nem ismert esetek arányának feltételes valószínűsége. Minél magasabbra választjuk meg a szenzitivitás határértékét, annál nagyobb lesz a helytelenül betegnek diagnosztizált esetek aránya. A screening specifitása a nem betegek közül a program által egészségesnek talált esetek aránya, hibája β , a másodfoku hiba. β a valóban egészségesek közül betegnek diagnosztizált esetek aránya. A szenzitivitás és specifitás ellentétes irányban változnak, ha a szenzitivitást növeljük, a specifitás értéke csökken.

Az általunk elkészített programrendszer ismertetése:

A programrendszer szubrutinos szerkezetű, a fent ismertetett egyes funkciókat külön szubrutinok hajtják végre. Ez a felépítés egyben a rövidebb futási időt is biztosítja. A program egyszerre több betegség diagnosztikai modelljét is képes felállítani, és egyszerre több betegség szerint tud diagnosztizálni. A tünetegyüttest alkotó tünetek száma paraméterezve van. A maximálisan figyelembe vehető tünetek száma betegségenként 10, így a lehetséges tünetkombinációk száma 2^{10} azaz 1024. Azért döntöttünk a 10 mellett, mert Cochran szerint screening vizsgálat esetén az optimális tünetszám 8-10. A betegségek diagnózis-profiljának létrehozása után ezeket mágnesszalagon tároljuk, így bármikor rendelkezésünkre állnak. Ugyanezen a szalagon tároljuk a Tünetegyüttes tüneteit is, így ezt a diagnosztizálás alkalmával nem kell újra vezérelnünk.

A programrendszer három fő programból áll:

1.) Az első, amely a referenciadiagnózisok alapján létrehozza a betegségek diagnózisprofilját.

2.) Ha időközben az adatok sora bővül (új referenciadiagnózisok felvételével) a program a diagnosztikai modellt beolvassa és az új adatok felhasználásával átalakítja a modellt.

3.) Szűrő (screening) vizsgálat alkalmával a program az első program segítségével kiválasztja a valószínűleg beteg személyeket. A kiválasztás úgy történik, hogy a program az egyes páciensek adatait összehasonlítja az adott betegség diagnózisprofiljával, és az orvos által megadott szenzitivitási fokon kiválasztja a valószínűleg betegeket. A diagnosztizáló szubrutin, miután megállapította a diagnózist, a betegségre gyanús személyeknek szakrendelői vizsgálatra behívó levelet nyomtat, a levél megcímezett és tartalmazza a vizsgálat időpontját, amelyet kívülről lehet vezérelni, a kezelőorvos számára pedig kinyomtatja a beteg adatait és tünetegyüttesét.

Az adatok és a vezérlés helyességét a program automatikusan ellenőrzi. A programrendszer vezérlése egy kártyáról történik.

Ezenkívül közülni kell betegségenként a tünetek nevét, a diagnosztizáló program részére a szenzitivitás fokát és a levélben szereplő vizsgálat időpontját.

A diagnosztikai modellhez szükséges adatok és a diagnosztizálendő személyek száma korlátlan lehet. A programrendszert Honeywell 2200-as számítógépre, FORTRAN F nyelven készítettük el. Hardware igénye: 84 K központi memória, 1 disc egység, 3 mágnesszalagegység, 1-1 kártyaolvasó és sornyomtató. A programrendszer szervesen kapcsolódik az 1971. évi Orvosi Számítástechnikai Konferencián általunk ismertetett adatkezelő és elemző programrendszerhez, így lehetőségünk van arra is, hogy az adatokat válogassuk, rendezzük vagy transzformáljuk.

A programrendszert kísérleti célból kipróbáltuk 918 tatabányai szénbányász között, a Medical Research Council 1966-os, a krónikus nemspecifikus légzőszervi betegségek epidemiológiai vizsgálatára nemzetközi standardként elfogadott kérdőívének adataival. Screening vizsgálatoknál alapvető követelmény, hogy a tüneteket minden esetben azonos módszerrel vegyük fel. A kísérleti alkalmazás csupán a programrendszer működésének kipróbálására szolgált, egyrészt, mivel a referenciadiagnózisokat nem részletes, szakrendelői vizsgálat, hanem a tatabányai űzemorvosok diagnózisa alapján állítottuk fel, másrészt a diagnosztizált személyek száma kevés. A modellt a krónikus nemspecifikus légúti betegségek közül az idült hörghurut és tüdőtágulat szűrésére készítettük el. Az orvosok által diagnosztizált személyek száma 263 volt. A feldolgozásból kihagytuk azoknak a személyeknek az adatait, akiknél az űzemorvos másféle betegségeket diagnosztizált. A kísérleti modellben csupán öt tünet kombinációt használtuk fel. Így a lehetséges tünetkombinációk száma 32 volt.

Az öt tünet kiválasztása logikai úton történt. A tünetet ebben az esetben tágabban értelmezzük, tünet pl. minden légzésfunkcióérték, vagy bármiféle egyéb jellemző érték. A Medical Research Council standard kérdőívének adatai közül - minden vizsgált személynél 64 változóra - megvizsgáltuk, hogy mely tünetek szerint különböznek szignifikánsan a tünetről panaszkodó és nem panaszkodó személyek légzésfunkcióértékei. Minden esetben összehasonlítottuk a FEV_1 , a VC és a FEV_1/VC értékét. Ezen túl összehasonlítottuk az orvosi diagnózis szerint betegnek ill. egészségesnek talált csoport adatait a 64 változó szerint. A fenti vizsgálatok alapján a kiválasztott öt tünet igen szignifikánsan ($p < 0,001$) szinten különbözött az orvosi diagnózis szerint beteg és egészséges csoport között, ill. a FEV_1 értéke szerint.

Ilyen tünetek voltak:

1. köhögés felkelés után,
2. rendszeres köhögés, legalább 3 hónapig évente,
3. rendszeres köpetürítés, legalább 3 hónapig évente,
4. nehézlégzés harmadik fokozata,
5. tünetként vizsgáltuk, hogy a FEV_1/VC hányados értéke 80 %-nál alacsonyabb-e.

Bár a kísérleti modell csupán a programrendszer kipróbálására szolgált, a diagnózis-profilban jól elkülöníthetők a betegség egyes típusai: a nehézlégzéssel és légzésfunkcióváltozással járó forma, ill. az elsősorban krónikus köhögéssel és köpetürítéssel járó betegség típus, a jellemző, ill. ritkán előforduló tünetkombinációk. Az általunk elkészített screening vizsgálatoknál a korai esetek felkutatására, és ezzel második lépésként a gondozás előkészítésére.

I r o d a l o m

Cochran, W. G. and Hopkins, C. E.: Biometrics 1961. 17. 10.

Neumann J.: First Course in Probability and Statistics.
New York N.Y. Henry Holt 1950. Chapter V.

Collen, M. F., Rubin, L., Davis, L.: Computers in Multiphasic Screening
Computers in Biomedical Research
(R. W. Stacy B. D. Waxman, Eds) Vol. 1. Academic Press,
New York 1965. 339-352.

Davis L. S., Collen M. F., Rubin L., Van Brunt: Computer-Stored Medical Record. Com. Biomed. Res. 1968. 1. 452-469.

Jedinsky H. J.: Diagnose-Modelle in der Medizin. Meth. Inform. Med. 1972. 1. 48-49.

Anderson J. A., Boyle J. A.: Computer diagnosis - statistical aspects
Br. Med. Bul. 1968. 24. 3. 230-235.

Gledhill V. X. and Matheus J. D.: Computer Aided Diagnosis:
A Learning model. J. Med. 1970. 1. 249-264.

Kalmár L.: Digitális számológépek és célgépek alkalmazása az orvosi diagnosztikában. Orvos és technika. 7. 1-5. 1969.

Hay Gy.: Áttekintés a multiphasic screening rendszerek fejlődéséről.
Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban c. kollokvium. Szeged, 1971.

Egészségügyi Minisztérium, ESZTIK

A diagnosztika logikai interpretálásának néhány sajátossága

Horváth Ferenc

A biológiai megismerési folyamatokat legszemléletesebben talán az orvosi diagnosztikában találjuk. L.B. Lusted szerint az orvosi diagnózis mint logikai folyamat eleve két fő hiányossággal rendelkezik. Az első annak nem tudása, hogy hány betegség produkálja az ugyanazon vagy hasonló szimptómákat. Amennyiben ez ismert lenne, lehetővé válna a betegségek aetiológiájából (ha ez ismert) következtetni azokra a hatásokra, amelyek a szimptómákban manifestálódnak. A másik hiányosság abban áll, hogy igen sok betegség van, amiben számos szimptóma és laboratóriumi jel azonos, s így az orvos nem tudja visszaszáldézni mindazokat a diagnosztikai információkat, amelyekre szüksége van. A diagnosztika egyébként is nagy kombinatív készséget igénylő tudomány. A differenciáldiagnózis, amely az egymáshoz hasonlító diagnózisok közötti megkülönböztetés folyamata, sok vonatkozásban mindig a diagnózisnak, mint folyamatnak a része. Néha ezért a diagnózis folyamatát differenciáldiagnózisnak hívják. Az ebben elkövetett hibák nagy része is abból ered, hogy az orvos kifelejt bizonyos lehetőségeket. Az automatikus adatfeldolgozó gépek egyik feladata éppen az ilyen hibák kiküszöbölése. Ha meggondoljuk, hogy pl. csupán a corneának 1000 ismert betegsége, s 2000 szimptómája van, az automatizálási törekvés mindenképpen érthető.

A diagnosztikai problémák jobb megértése céljából röviden tekintsük át, hogy hogyan alakult ki a patológiában a jelenlegi betegségekre való felosztás, és hogy ez mennyiben segíti elő, illetve gátolja az ítéletalkotás folyamatát.

A legtöbb betegség mint orvostudományi entitás, akkor alakult ki, amikor még nem volt lehetőség a felállított entitás homogenitásának patológiai ellenőrzésére. A betegségek csoportjainak felállításakor számos szimptómát észleltek az orvosok, amelyeket először nem is különítettek el a betegségektől. A szimptóma maga volt a betegség. Később egy-egy szimptómához egy-egy jelzőt illesztettek, és így azt el tudták különíteni a hasonló szimptómáktól. Így lett pl. a láz szimptómából rheumás láz, typhusos láz, stb. betegség. Vagyis lényegében felismerték, hogy bizonyos szimptómák gyakran együttesen fordulnak elő.

Igy alakult ki a szimptóma-betegség komplexum, ahol az együttesen előforduló szimptómák egységet, betegséget alkotnak. Nyilvánvaló, hogy a szimptómák száma sokkal nagyobb, mint a betegségek száma.

Az orvostudomány fejlődésével egyre több szimptómát ismertek fel. Végül olyan nagyra növekedett a szimptómák száma, hogy azokból számos betegség entitást állapíthattak volna meg. Ha pl. csak tíz szimptómát tételezünk fel és három csoportosítással alkotunk betegség egységeket, 2^{13} betegség lenne felállítható. Tekintve, hogy a megismert szimptómák száma ennél is lényegesen nagyobb volt, empirikusan megfigyelték, hogy bizonyos szimptómák együttesen gyakran fordulnak-e elő. Ez esetben ezek összességét egy betegségnek nevezték, figyelmen kívül hagyva, hogy esetleg más tünet is tartozhat a betegséghez, illetve, hogy a betegség számos tünete más betegségeknel is megtalálható.

A betegség felállításánál kezdetben tehát sem oki, sem logikai összefüggést nem lehetett megállapítani. A későbbi fejlődés eredménye volt csupán az egyre több ilyen jellegű összefüggés felismerése, ami azonban mit sem változtat azon a tényen, hogy a betegségek empirikus entitások. Az oki és logikai összefüggések kutatásának eredményeit ma már sikeresen alkalmazzák a diagnózis pontosabb megállapítására.

Az eddigiekből nyilvánvaló, hogy a betegségek esetén a rendszerezés inkább fenomenológiai, mint patológiai. Éppen a szimptómák nagy száma miatt alakult ki a betegségek csoportosításának az a módja, amely szerint a szimptómák egy csoportjának gyakori együttes előfordulása alapján beszélünk egy betegségről.

Az eddigiekből kitűnik, hogy a szimptóma komplexum az, mely a betegséget meghatározza, amely mint empirikus tény áll elő, és nem mint egy mechanizmusból levont törvényszerűség. Ez akkor is így van, ha az ilyen módon felállított betegség csoportok esetén utólag patológiai próbálkozások történnek abból a célból, hogy megállapítsuk, hogy miért az adott és nem más szimptóma komplexum jellemző egy betegségre. Ha azonban figyelembe vesszük, hogy egy szimptóma komplexum nem abszolút determináló faktor a gyakorlatban egy betegség meghatározásában, akkor további elméleti problémák merülnek fel. Arról van ugyanis szó, hogy a gyakorlatban ritkán találkozunk ún. "tiszta" esetekkel, a szükséges szimptómák egy része teljesen hiányozhat, vagy abortív formában van csak jelen. Ilyenkor teljesen az orvos intuíciójára van bízva a betegség meghatározása és a terápiás séma felállítása.

Az ideális eljárás a diagnózis felállításában az experimentális meghatározás lenne. Ebben különböző paraméterek objektív mérése és a mérhető behatásokra bekövetkező paraméterváltozások határozzák meg az egyes szimptómákat, a közöttük lévő kölcsönhatásokat, a patológiai státust, illetve a terápiás sémát, amikor is a betegség neve mint fenome-

nológiai entitás (az empirikus diagnózis tulajdonképpeni célja) másodlagos lenne. Annak ellenére, hogy ez az eljárás a tudomány jelenlegi állása mellett a legtöbbször lehetetlen, mégis tisztán kell látnunk a két szélső esetet, mint a diagnosztikai megismerési folyamat két határesetét, amelyek között számos átmenet létezik. A diagnosztikai megismerési folyamat adott esetben akkor tekinthető a legjobbnak, ha a lehető legtöbb experimentális elemet tartalmazza, és a legkevesebb empiriumot, esetlegességet. Éppen ez a kettősség teszi a diagnosztikai tudományt manapság igen bonyolulttá. Nyilvánvaló, hogy a tudomány fejlődésével a fenomenológiai csoportosítás is egyre jobban át fog alakulni, sok szimptóma jelentőségét veszíti, és új, eddig ismeretlen összefüggések alapján az egyes betegség csoportokból egyre több betegség fog leválni és egyre több betegség fog más csoportba kerülni. Éppen ezért nyilvánvaló, hogy a tudomány haladásával egy korrigáló tényező lép fel, amelyet a "napi diagnózis" felállításakor figyelembe kell venni.

A fenomenológiai diagnózis az a konvenció, amelynek alapján az egyes szakemberek a betegséget mint folyamatot lokalizálják valamilyen rendszerben. A patológiai megismerés viszont a dolgok lényegének megismerése, e rendszeren belül a tudományos diagnózis. E kétféle diagnózis összeegyeztetése teszi a diagnosztikát művészetté. A matematikai, logikai megközelítési mód egyik feladata ezt a művészetet megkönnyíteni, a diagnózis e kétfajta megismerési folyamata között hidat verve, a diagnosztikát egzakt tudományos alapokra helyezni.

Az orvosi diagnózis megállapításának folyamata deduktív következtetés. A kísérletes orvostudomány eredményeinek értékelése során deduktív, vagy induktív következtetéssel törvényszerűségek állapíthatók meg. Indokolt tehát a gondolkodás formális logikai törvényeinek alkalmazása az orvostudományban. Az egzakt matematikai összefüggések keresése, a számítógépek alkalmazása szükségessé teszi a matematikai logika, főképpen az ítéletkalkulus alkalmazását.

Az ítéletkalkulus alkalmazásával különböző szimptóma csoportokhoz tartozó különböző betegség csoportok olyan elrendezése valósítható meg, amelyből a lehetséges diagnózis megállapítható. A valószínűség-számítás alkalmazásával a lehetséges diagnózis csoportjából az alternatív valószínűségi diagnózis kikereshető és a legvalószínűbb megállapítható.

A diagnosztikai ítéletalkotásban az ítéletek azok a tulajdonságok, amelyeket a szimptómák és a betegségek képviselnek. A szimptómák k és a betegségek l számából 2^{k+l} számú ítélet, az ún. szimptóma-betegség bázis komplexum állítható elő. Az ily módon felállított ítéletek az összes lehetséges esetet tartalmazzák, ezért ezek között lehetnek olyanok is, amelyeknek az orvostudomány mai állítása szerint

nincs értelme. Ez esetben a szimptóma - betegség bázis komplexum elemeinek száma csökkenthető. Ily módon egy logikai szimptóma - betegség komplexumot kapunk.

A szimptómák és a betegségek között lévő logikai kapcsolat dönti el azt, hogy a szimptóma - betegség komplexum a szimptómák és a betegségek milyen variációjára igaz. A szimptómák és betegségek komplexuma tehát logikai kapcsolatokkal, logikai függvénnyel, ill. Boole-függvénnyel leírható.

R. S. Ledley és L. B. Lusted voltak azok, akik a logika módszerét először alkalmazták a diagnosztikában.

Jelentse azt az ítéletet, hogy egy megfigyelés alatt lévő páciensnek általánosságban $1, 2, \dots, k$ számú szimptómája

$$S_1, S_2, \dots, S_k, \quad (1)$$

és azt az ítéletet, hogy általánosságban $1, 2, \dots, l$ számú betegsége

$$D_1, D_2, \dots, D_l. \quad (2)$$

A diagnosztika E tudománya a megfigyelt betegségek és szimptómák között lévő logikai kapcsolattal, Boole-függvényként írható le, azaz

$$E = E(D_1, D_2, \dots, D_l; S_1, S_2, \dots, S_k). \quad (3)$$

Ez a tulajdonképpen érvényes betegség-szimptóma reláció.

Egy páciens esetén a szimptómák Boole-függvénye:

$$G = G(S_1, S_2, \dots, S_k), \quad (4)$$

a betegségek Boole-függvénye:

$$f = f(D_1, D_2, \dots, D_l). \quad (5)$$

Az előzőek szerint tehát ha az E orvostudományi ismeret (ítélet) birtokában vagyunk, akkor ha a páciensnek G a szimptómája, akkor f a betegsége.

Ez az állítás az orvosi diagnózis megállapításának logikai folyamata, ami az

$$E \supset (G \supset f) \quad (6)$$

implikációs kapcsolattal fejezhető ki.

A diagnózis logikai alternatíváit a szimptóma-betegség komplexum képzésével állíthatjuk elő.

A logikai alternatívák a diagnózis folyamatában logikai ítéletekkel kifejezve azokat a szimptóma és betegség variációs lehetőségeket adják meg, amelyek az orvostudomány mai megállapítása szerint fennállhatnak.

A diagnózis folyamatában általában a klinikai képből indulnak ki, és a laboratóriumi leleteket mint a diagnózis megerősítését értékelik. Figyelembe kell venni azonban azt a tényt, hogy vannak klinikai tünetekben igen gyengének minősíthető esetek, ekkor csak a laboratóriumi vizsgálatok eredményeire lehet támaszkodni a diagnózis megítélése során. Klinikai képből kiindulva is felállítható helytelen diagnózis, akkor, ha nem megfelelő a diagnózis megerősítését célzó laboratóriumi vizsgálati eljárás.

A diagnózis logikai alternatíváinak megállapítása tulajdonképpen az E függvény kitüntetett diszjunktív normálalakjának képzésével ekvivalens. A kitüntetett diszjunktív normálalak képzése módszerével felírt E függvény alapján meghatározott diagnosztikai alternatívákat egy példán mutatjuk be. Az egyszerűség kedvéért két betegséget és két szimptómát választottunk a neuroendokrinológia köréből. A példából is látható, hogy az ítéletek felállítása mind orvosi, mind logikai szempontból milyen nagy körültekintést igényel. Az ítéletek a következők:

Ha a páciens pajzsmirigyének működése fokozott (S_1), akkor hyperthyerosisa van (D_1), vagyis

$$S_1 \supset D_1. \quad (7)$$

Ez az eset feltételezi, hogy hyperthyerosist diagnosztizálhatunk más okból is így pl. a pajzsmirigy hiánya esetén is fennállhat túlzott hormonkezelés következtében, vagy a pajzsmirigy jódraktározó-képességének csökkenése következtében, stb.

Ha a páciens szemgolyója kiemelkedik a szemüregből (S_2), akkor exophthalmusa van (D_2), vagyis

$$S_2 \supset D_2. \quad (8)$$

Ebben az esetben feltételeztük azt, hogy exophthalmus más esetben is lehetséges (pl. a szem nagyobb és fényesebb stb).

Fennállnak még a következő ítéletek:

$$S_1 \vee S_2 \supset D_1 \vee D_2, \quad (9)$$

amely feltételezi, hogy a szimptómák és a betegségek együtt és külön-külön is fennállhatnak,

továbbá

$$D_1 \wedge \neg D_2 \supset \neg S_2, \quad (10)$$

ami azt jelenti, hogy hyperthyerosisnak nem feltétlen velejárója az exophthalmus, és

$$D_2 \wedge \neg D_1 \supset S_2, \quad (11)$$

vagyis a hyperthyerosis klinikai és laboratóriumi jeleinek hiánya esetén is fennállhat az exophthalmus (malignus eset).

Mivel ezek az ítéletek az orvostudomány állítása szerint fennállnak, ezért írhatjuk, hogy

$$E = (S_1 \supset D_1) \wedge (S_2 \supset D_2) \wedge (S_1 \vee S_2 \supset D_1 \vee D_2) \wedge \\ \wedge (D_1 \wedge \neg D_2 \supset \neg S_2) \wedge (D_2 \wedge \neg D_1 \supset S_2). \quad (12)$$

Egy adott esetben a páciens $G(S_1, S_2)$ szimptómáiból az $f(D_1, D_2)$ betegség az E logikai függvényének igazságtáblázata alapján megállapítható, E táblázatból azokat az eseteket vesszük számításba, amelyeknél az E igaz logikai értékű. Így tehát egy kitüntetett diszjunktív normálalakot kapunk, vagyis az E függvénye előállítható

$$E = (\neg S_1 \wedge \neg S_2 \wedge \neg D_1 \wedge \neg D_2) \vee (\neg S_1 \wedge \neg S_2 \wedge D_1 \wedge \neg D_2) \vee \\ \vee (S_1 \wedge \neg S_2 \wedge D_1 \wedge \neg D_2) \vee (\neg S_1 \wedge S_2 \wedge \neg D_1 \wedge D_2) \vee \\ \vee (\neg S_1 \wedge \neg S_2 \wedge D_1 \wedge D_2) \vee (S_1 \wedge \neg S_2 \wedge D_1 \wedge D_2) \vee \\ \vee (\neg S_1 \wedge S_2 \wedge D_1 \wedge D_2) \vee (S_1 \wedge S_2 \wedge D_1 \wedge D_2) \quad (13)$$

alakban, amelyben a szimptómákat és a betegségeket megfelelően csoportosítottuk.

Így tehát példánkban az orvostudomány állítása szerint érvényes logikai szimptóma - betegség komplexumát ismerjük. Ha a páciens valamilyen jellemző szimptóma komplexumot mutat, a diagnózis komplexum előállítható. A páciens szimptóma komplexumának lehetőségét nyilvánvalóan csak az E függvény logikailag igaz értékéhez tartozhatnak. Így pl. legyen egy páciensünk, aki a

$$G = S_1 \wedge \neg S_2 \quad (14)$$

szimptómát mutatja. A függvényünk táblázatából megállapíthatóan a páciensnek a következő betegsége lehet:

$$f = (D_1 \wedge \neg D_2) \vee (D_1 \wedge D_2). \quad (15)$$

Tehát ha a páciens pajzsmirigyének működése fokozott és a szemgolyója nem emelkedik ki a szemüregből, akkor a páciensnek biztosan van hyperthyreosisa, de nem tudjuk, hogy van-e exophthalmusa. Ez külön vizsgálattal dönthető el.

Itt említjük meg, hogy nem vonhatjuk össze a szimptómák, ill. a betegségek formálisan összevonható ítéleteit pl.

$$f = (D_1 \wedge \neg D_2) \vee (D_1 \wedge D_2) = D_1 \quad (16)$$

szerint. Ugyanis, bár az azonosság fennáll, azonban itt számolni kell az orvosnak a D_2 betegség fennállásának lehetőségével is, ami ily módon elmaradna.

Írjuk fel az E ítéletet minimális elemszámú diszjunktív normálalakban.

A minimális diszjunktív normálalak:

$$E = (D_1 \wedge D_2) \vee (\neg S_1 \wedge S_2 \wedge D_2) \vee (\neg S_2 \wedge D_1) \vee (\neg S_1 \wedge \neg S_2 \wedge \neg D_2). \quad (17)$$

A minimális diszjunktív normálalak - mivel az eredeti állítás minden lehetséges esetét tartalmazza - az orvosi diagnosztika tudományában az esetek ilyen megfogalmazásának redundanciamentes alakja. Kérdés azonban, hogy pl. az orvosi irodalomban elégséges-e csupán ezeknek az eseteknek a leírása, mivel esetleg lényeges esetek - mint variánsok - az orvosban esetleg fel sem merülnek, ha külön nem hívják fel rá a figyelmét. Nyilvánvaló, hogy különösen tankönyvekben kell a tárgyalt anyag keretét úgy meghatározni, hogy a betegségek és szimptómák kapcsolataiból a minimális diszjunktív normálalakokkal tárgyalható esetek számánál valamivel többet tartalmazzon. Ennek meghatározása didaktikai kérdéseket is felvet.

Logikai vizsgálatok, kibernetikai és számítástechnikai értékelések, az orvosi diagnosztika egzakt leírása egyaránt indokolják az orvostudomány ítéleteiből alkotott minimális diszjunktív normálalak előállítását.

Ismeretelméleti vonatkozásban kétségtelen, hogy az E függvény minimális diszjunktív normálalakja mint orvostudományi entitás a szükséges és elégséges igaz orvostudományi ismereteket nyújtja számunkra, minden további bővítés már redundanciát tartalmaz. A kitétetett diszjunktív normálalak mintermjei azonban az összes orvosi esetet expliciten feltárják, s így módunk van minden egyes minterm gyakorlati előfordulását is ellenőrizni. Az egyes mintermek ítéleteinek ellenőrzése esetleg egy új felfedezéshez vezet, ami szükségessé teszi az alapvető, kiindulásul választott logikai ítéletek módosítását, ill. újabbakkal való kiegészítését, s ezen keresztül az egész logikai szerkezet megváltoztatását.

Egy adott esetben általában megvizsgálhatjuk azt, hogy az E orvostudomány ítéletének ismeretében az adott G szimptóma komplexumból az f betegség komplexum következik-e, vagyis hogy teljesül-e az orvosi diagnózis megállapításának logikai folyamatára felírható

$$E \supset (G \supset f) \quad (18)$$

Ítélet. Ez a következtetés a

$$G \supset f = Q \quad (19)$$

jelölés bevezetésével a feltételes szillogizmus

$$\frac{E \supset Q, E}{Q} \quad (20)$$

modus ponens alakjában írható fel. Ezt kell esetenként igazolni.

Carnap, Bar-Hillel és mások munkája nyomán H. Foerster bevezeti az ítélet logikai erősségének fogalmát. Ez alatt a következőt értjük. Jelölje $N(t)$ egy Q ítéletet hamissá, az $N(i, t)$ pedig igazzá vagy tévessé tevő összes módok számát. Az m számú logikai változóból álló, különböző ítéleteket igazzá vagy tévessé tevő módok száma

$$N(i, t) = 2^m. \quad (21)$$

Egy Q ítélet $I(Q)$ logikai erőssége definíció szerint

$$I(Q) = \frac{N(t)}{N(i, t)}, \quad (22)$$

illetőleg

$$I(Q) = 2^{-m} N(t). \quad (23)$$

Az eddigiekből látható, hogy

$$0 \leq I(Q) \leq 1. \quad (24)$$

Egyenlőség tautológia ($I(Q) = 0$) és ellentmondás ($I(Q) = 1$) esetén áll fenn.

Ezek szerint két ítélet közül erősebbnek mondjuk azt, amely az esetek többségében téves igazságértékű. Az olyan ítélet ugyanis, amely az alkotó logikai változók igazságértékeitől függetlenül csaknem mindig igaz, az előbbi elnevezés ellentétéként jogosan nevezhető logikailag gyengének. Az ilyen gyenge logikai erősségű ítéletek nagyon kevés információt tartalmaznak. Tautológia esetén mindig igaz az ítélet, éppen ezért számunkra semmit sem mond, logikai erőssége $I(Q) = 0$.

Nyilvánvaló, hogy a logikai erősség az ítéletek összetételéről, szerkezetéről nem ad felvilágosítást. Csupán azt tudjuk meg, hogy egy adott ítéletben mennyi a logikailag téves és az összes (igaz és téves) ítélet aránya. Önmagában véve azonban ez a felismerés is az ítéletek minőségének megítéléséhez vezet, hiszen valamely ítélet logikai erőssége a tautológia és az ellentmondás logikai erőssége között van (vagy éppen velük azonos). Egy összetett ítélet logikai erősségének kiszámításával megállapíthatjuk azt, hogy az alkotó rész-ítéleteinek logikai erősségétől mennyivel tér el, a logikai műveletek során gyengült, vagy erősödött a logikai erősség, amiből különböző következtetéseket vonhatunk le.

Az E orvostudományi ítéletet vizsgálva egyebek között a következőket állapíthatjuk még meg:

Az E orvostudományi ítélet említett képzéséből, valamint az igazságtáblázatából láthatóan, és általánosságban is megállapíthatóan a következőket mondhatjuk a logikai erősséggel kapcsolatban. Az E orvostudományi ítélet logikai erőssége nagyobb, vagy egyenlő, mint az őt konjunktív alkotó részítéletek logikai erőssége. Ez nyilvánvaló abból a tényből, hogy egy konjunktív ítélet logikailag téves már egyetlen tagjának téves értéke esetén.

Az orvostudományi E ítélet minimális diszjunktív normálalakjában a mintermek logikai erőssége nagyobb, vagy egyenlő az E ítélet logikai erősségénél. Ez nyilvánvaló abból a tényből, hogy az E logikailag téves akkor és csak akkor, ha a mintermek egyidejűleg tévesek.

A minimális diszjunktív normálalak mintermjelnek száma és mintermeiben levő tagok száma kisebb, mint a kitüntetett diszjunktív normálalakban.

Az eltérések mértéke a terjedőségre jellemző. Példánkban a kétféle diszjunktív normálalak minterm számainak különbsége 4, a bennük levő tagok számának különbsége 22, vagyis az E függvény kitüntetett diszjunktív normálalakja a mintermek számát tekintve 100 %-os, a bennük levő tagok számát tekintve 220 %-os terjedőséget tartalmaz.

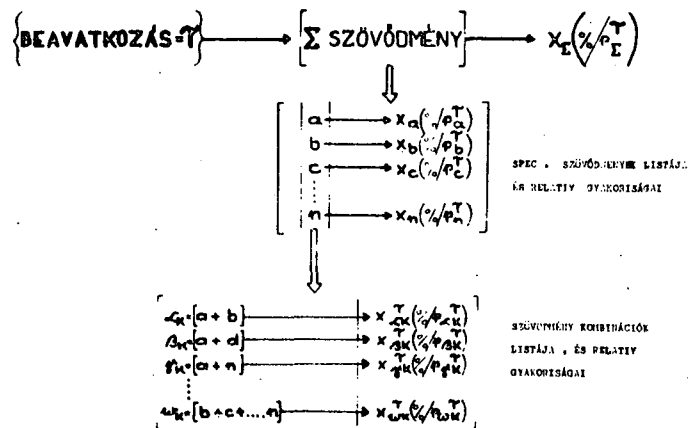
Az eddigiek alapján belátható, hogy bonyolultságuk miatt a sok logikai változót tartalmazó logikai szimptóma - betegség komplexum felállítása, és abból adott esetben valamely szimptómacsoport-hoz tartozó betegség alternatívák meghatározása csak számítógép segítségével lehetséges. Az ítélet logikai erősségének fogalma és a megállapított összefüggések a számítógépes diagnózis folyamatában használhatók fel, mely folyamatban ellenőrzésképpen állandóan figyelemmel kísérhetjük a logikai erősség alakulását a helyes logikai alternatívák meghatározásához.

SOTE I.sz. Sebészeti Klinika

Az egyedi variánsképzés jelentősége és általános módszere
a postoperatív szakban

Megyaszi Sándor

A műtéti beavatkozás eredményének bekövetkezését a közvetlen- és korai postoperatív szak szövődményei jelentős mértékben veszélyeztetik. A lehetséges szövődményekre vonatkozóan - egy-egy műtéti beavatkozáshoz tartozó - általános formában elkészített statisztikák szolgáltatnak adatokat. A statisztikai feldolgozás elvi vázlatát az 1. ábrán mutatjuk be.



1. ábra

A feldolgozásra kerülő eseteket - mint egyetlen kritérium - a beavatkozás elvégzése homogenizálja. A teljes halmazzal végzett feldolgozás során megkapjuk a szövődményes esetek, szövődmények relatív gyakoriságait. Az ábrán a specifikált szövődményeket $a, b, c \dots n$ -nel, a relatív gyakoriságokat $x_a, x_b, x_c \dots x_n$ -nel jelöltük. A statisztikához tartozik az egyes specifikált szövődmények gyakorlatban előforduló kombinációinak listája, valamint az egyes kombinációk

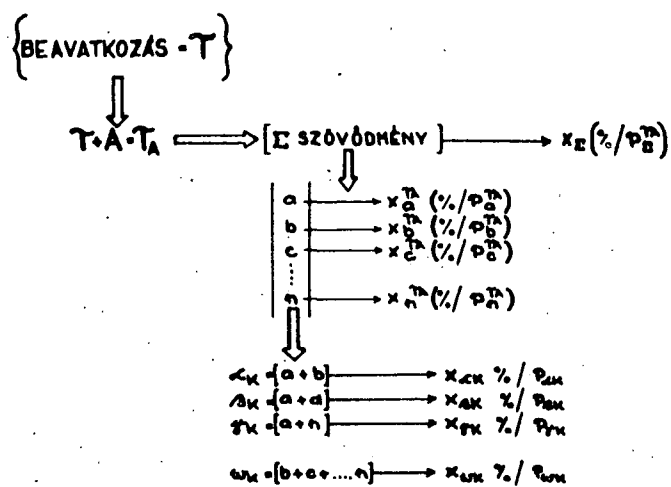
relatív gyakoriságának értékei is. A kombinációkat az ábrán görög betűkkel, relatív gyakorisági értékeiket pedig megfelelően indexelt x -ekkel jelöltük.

A szövődmények általános gyakoriságát, valamint a súlyos szövődmények gyakoriságát használjuk fel az illető műtét kockázatának jellemzésére. Ennek alapján végezzük el a beavatkozás veszélyességi rangsorolását.

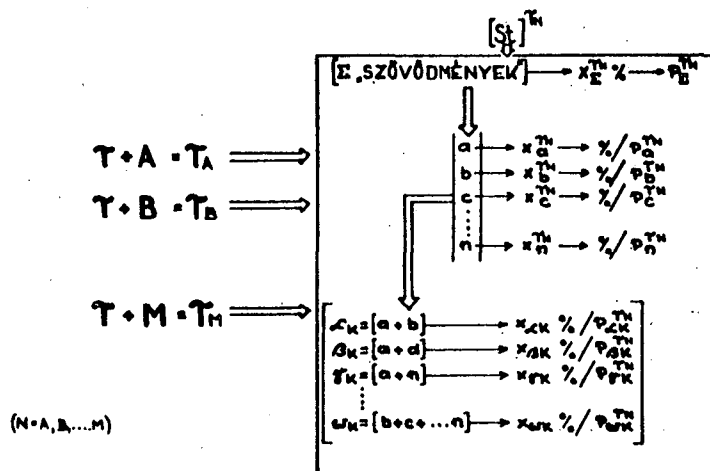
Tekintettel arra, hogy a halmazt csak a beavatkozás elvégzése homogenizálja, az elemeit adó egyedek különbözőségei rejtettek maradtak. A vázolt statisztika eredményei szokásos módon úgy kerülnek értelmezésre, hogy a szövődmények kizárólagosan a beavatkozás elvégzéséhez tartoznak, gyakoriságaik - a halmaz elemszámának növekedésével - tartoznak egy elméleti értékhez. Az eredmények prognosztikus vonatkozását állítva előtérbe, ez azzal egyértelű, hogy a jövőben a beavatkozásra kerülő bármely betegre vonatkozóan, - függetlenül az egyedi különbözőségektől - érvényesek a halmazra megállapított értékek, mint várható valószínűségek. Az ebben a formában készített statisztika tehát nem ad lehetőséget arra, hogy a szövődmények várhatóságára vonatkozóan egyedi valószínűséget becsüljünk, illetve - ami szakmailag fontosabbnak mutatkozik - megjelölhessük azokat a különbözőségi adatokat, melyek jelentősek valamely szövődmény bekövetkezése szempontjából. A beavatkozás elvégzésére vonatkozó indikációs döntés meghozatalánál viszont ilyen adatok ismerete elengedhetetlen.

Magától értetődő, hogy a fenti halmazbontó tulajdonsággal csak olyan adatok rendelkezhetnek, melyek nem minden beavatkozáson átesett betegnél találhatók. Az ilyen adatok a nagy homogenizáló kritérium szerint gyűjtött halmazból egyedcsoportokat választanak le, velük ennek részhalmazai képezhetők. A részhalmazképzést általában valamilyen lineáris skálájú mérték egy-egy értéke vagy intervalluma szerint valamilyen állapot, esemény megléte vagy hiánya alapján, valamilyen kísérőbetegség megléte, súlyossági foka alapján végezhetjük, de alkalmasak erre az előzetes történések, terápiás eljárások adatai is.

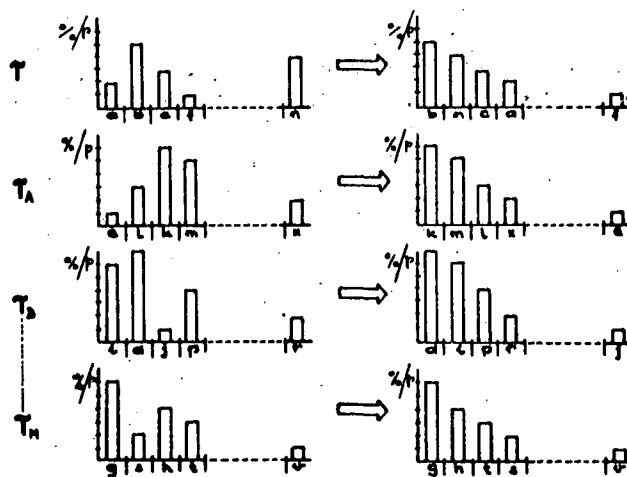
Valamilyen alkalmas adattal képzett részhalmazzal szintén elvégezzük a statisztikai feldolgozást. Ennek általános szerkezetét a 2. ábrán mutatjuk be. A jelölések megegyeznek az 1. ábrán használtakkal. A részhalmazban kapott gyakoriságokat összehasonlítjuk a teljes halmazban kapott gyakorisági értékekkel, majd elvégezzük a mutatózó különbségek matematikai statisztikai vizsgálatát. Ha a különbség sem a szövődmény általános gyakoriságát, sem pedig az egyes speciális szövődmények gyakoriságát illetően nem mutatkozik szignifikánsnak, akkor a részhalmazképző adat a szövődmenyprognosztika szempontjából nem bír jelentőséggel. A plauzibilisnek mutatózó adatokkal képzett részhalmazok mindegyikével elvégezzük az előzőekben ismertetett statisztikákat. Az elmondottak általános szerkezetét mutatjuk be 3. ábránkon. Az ábra



2. ábra



3. ábra

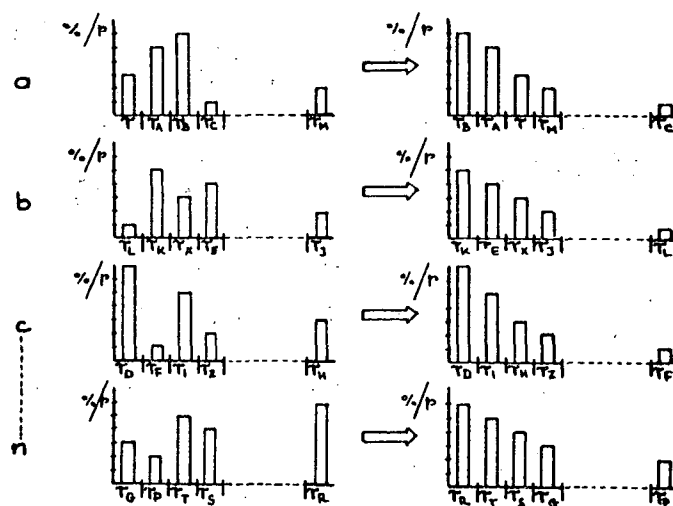


4. ábra

elsősorban azt kívánja reprezentálni, hogy bármely variánsképző adattal a statisztikai feldolgozás célja az általa körülhatárolt részhalmazokban érvényes szövődmény gyakoriságok meghatározása.

Elvégezve a különbségképzést és a szignifikancia vizsgálatot, a jelentősnek minősülő részhalmazképző adatok mindegyikéhez megkapjuk a szövődmények gyakorisági eloszlását (4. ábra). A részhalmazhoz tartozó specifikus szövődményeket gyakorisági sorrendben elrendezve - adott esetben - szembeutó lehet, hogy ezek az egyes részhalmazokban különbözőek.

A részhalmazokban érvényes gyakorisági eloszlások birtokában egy másik típusú csoportosítás is elkészíthető. (5. ábra.)



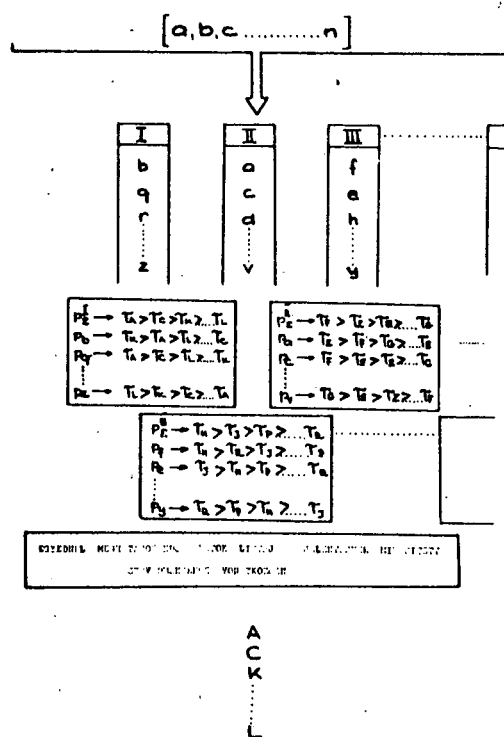
5. ábra

Ennél az egyes specifikált szövődmények szerint gyűjtjük, csoportosítjuk azokat a variánsképző adatokat, melyek statisztikájában az illető szövődmény valamilyen gyakorisággal szerepelt. A talált gyakoriságok szerint elrendezve az eredményeket megkapjuk, hogy az egyes szövődmények szempontjából mely részhalmazképző adatok a legnagyobb jelentőségűek.

Mint a bevezetőben említettem, a beavatkozás, mint kizárólagos kritérium érvényesnek tekintése mellett készített statisztikai feldolgozások eredményeivel a szövődmények egyedre érvényes várható valószínűségeit megfelelően becsülni nem tudjuk. Az egyedek ebből a szempontból azonosnak tekintettek. A részhalmazképző adatok statisztikájának birtokában viszont ennek közelítési lehetősége adott. A részhalmaz feldolgozása során kapott értékek prognosztikusan érvényes várha-

tó valószínűségként tekinthetők azokra az egyedekre, akik a részhalmazképző kritériummal, adattal rendelkeznek. A beavatkozásra kerülő betegnél mindazon adatokat, melyek különleges prognosztikus értékkel bírnak, szükséges identifikálnunk és ezzel az egyed szakmailag jelentős variáns jellemzését elvégezünk. A különböző szövődmények várható valószínűsége ennek alapján az egyedre érvényes módon becsülhető.

Az előzőekben utaltam arra, hogy a részhalmaz képzésre, egyedi variánsképzésre általánosan alkalmasnak mutató adatok száma igen nagy. Az identifikálható adatok redukciójára vonatkozóan szempontként említettem, hogy csak azokat használjuk, melyek statisztikájában az általános szövődmény-gyakoriság, vagy egy-egy speciális szövődmény-gyakoriság jelentősen különbözik. A figyelembe veendő adatok csökkentésének egy további gyakorlati módja közismert és általánosan használt. Az előforduló szövődmény-állapotokat veszélyességük szerint szokás minősíteni. Nyilvánvalóan a közvetlenül, vagy potenciálisan életveszélyt jelentő szövődmény-állapotok kiemelt jelentőségűek, míg az átmeneti, következmény nélküli - esetleg spontán is rendezendő - szövődmény-állapotok nem bírnak nagy jelentőséggel. A klinikum szempontjából elsősorban azok a variánsképző adatok fontosak, melyek a veszélyes állapotok gyakoriságainak megváltozásával mutatnak összefüggést. A fent elmondottak általános vázlatát a 6. ábrán mutatjuk be.



6. ábra

A szövődményeket súlyosságuk szerint csoportosítva, az előző statisztikák eredményeinek ismeretében, megadjuk az egyes csoportokra különleges gyakorisági értéket mutató részhalmazképző adatok sorrendjét. Ennek alapján elkészíthetjük a minden egyednél szükségképpen meghatározandó adatok listáját.

Általános tendencia, hogy a prognosztikus jelentőséggel bíró adatok száma rohamosan növekszik. Ebben elsősorban az egyes szövődmények patomechanizmusának megismerése játszik szerepet. Egy-egy szövődmény mechanizmusával kapcsolatban felmerülő specifikus prognosztikus adatok száma jelentős és az új adatok szerepeltetése nem teszi lehetővé az addig alkalmazottak mellőzését. Hasonlóképpen jelentős ebből a szempontból, hogy egy összetett eljárásnak - mint például egy műtét beavatkozása - a beavatkozás-elemek mindegyikéhez sajátos szövődményeket és ezek gyakoriságait tartalmazó statisztikák tartoznak. A specifikus szövődmény-gyakoriságokra vonatkozóan ismét különböző részhalmazképző adatok bírnak eloszlás módosító jelentőséggel.

Mindezeket figyelembe véve indokolt az a megállapítás, hogy az egyedli prognózis lehetőség szerinti pontos megadását - vagyis az említett variánsképző adatok önálló, illetve kombinációs értékelését - számítógép alkalmazása nélkül elvégezni nem lehet.

XIII. kerületi Onkológiai Gondozó, Budapest

Orvos nélküli adat (jel) vétele és előfeldolgozása computerrel és
computer nélkül

Kovács Jenő

Az orvosi működés közvetlen célja valamely adott kór meggyógyítása. E művelet sor bizonyos, kórosnak nyilvánított életműködés-csoportnak valamely elfogadott mederbe való visszavezetését jelenti. E visszaállítás azonban igen sok esetben csak a működés-csoport egyesével, máskor az egész folyamatnál ugyan, de csak éppen tűrhető szintig sikerül. Ilyen esetekben az eredeti eltérés az idők folyamán ismét kóros mértéket ölthet, sőt romolhat is (krónikus ér-, vesebajok, rák stb.) E betegeket a mai "gondozás" volna hivatott időről-időre ellenőrizni. A Gondozó megadott séma szerint behívja betegét, egyedileg megvizsgálja őket. Az ilyenfajta gondozás hibája kettős: egyikben az időszakosság teremt hézagokat. A beteg hol elkészett állapotban, hol változás nélkül jelenik meg. A másik hiba, hogy az egyenkénti, de a Gondozó számára rendszeres vizsgálat határt szab az elvállalható kór és tömeg mennyiségének.

A vázolt nehézségek elkerülésére olyan vizsgálómódszereket kerestünk, melyek ugyan végleges döntést nem hoznak, de arra feltétlenül alkalmasak, hogy valamely meghatározott szinttől való eltérést jelezzenek. Óhajtottuk, hogy a módszer ilyen esetben rendelje be ezen kritériummal rendelkező figyeltet, hogy az észlelt eltérés visszavezethető legyen újra elfogadható szintre. A kért működés az ismert folyamatszabályozásokhoz hasonlít. Fokozza e hasonlatot, hogy elvártuk még e rendszertől azt is, működése maximális mértékben legyen mentes a végrehajtásért felelős embertől, azaz a gondozó-orvostól. Elvártuk továbbá azt is, hogy a szükségképp vizsgálatra kerülendőről a berendeléskor már minden lehető és fontos adat az orvos birtokában legyen.

Vártuk a megoldástól, hogy a gondozó-orvos

1. folyamatosan tudhasson minden lényeges adatot minden figyeltről,
2. lehetőleg csak azokkal foglalkozzék, akik erre valóban rászorulnak, de akkor rendelkezzenek maximális potenciállal,

3. kísérhessen figyelemmel a mainál nagyságrenddel nagyobb kör-tömeg mennyiséget.

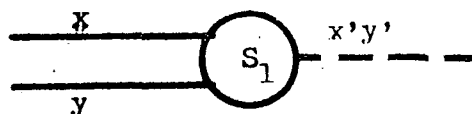
Többéves munka árán hittük úgy, hogy a feladat nem megoldhatatlan. Vállaltuk a beszámolást. Sajnos, e referálást különböző okok miatt el kell halasztanunk. Helyette ismertetjük mindazokat a kísérletes vizsgálatainkat, melyek bennünk a beindítás jogosságának reményét keltették.

A vizsgálómódszerek keresése a diagnózis-felállításról vallott eddigi nézeteink felülbírlására készítettek bennünket is, éppugy mint előtünk annyi más (Wagner, Williams, stb.) A mi véleményünk szerint is két egymás után következő döntés zajlik le ekkor. Az elsőben csak annyit állapítunk meg: van-e kórosnak nyilvánítható eltérés, illetve mely ok(ok) lehet(nek) ennek létrehívói. E szak az elődöntés. A beteg sorsa itt sohasem dől el. Éppen ez jogosíthat fel, hogy az észlelt kórosnak tekinthető elváltozásokból matematikailag kiszámítható visszakövetkeztetést, inverzvalószínűség-számítást végezhessünk az azokat létrehozó okokra. E szakasz tehát matematikailag megközelíthető. (A matematikai szabályok sokszor sémákba foglalhatóak.) A tényleges döntés mindig orvosi feladat. Ezt csak ez után hozza meg a második szakaszban az orvos. (1. és 2. ábra)

1. ábra

A z e l ő d ö n t é s

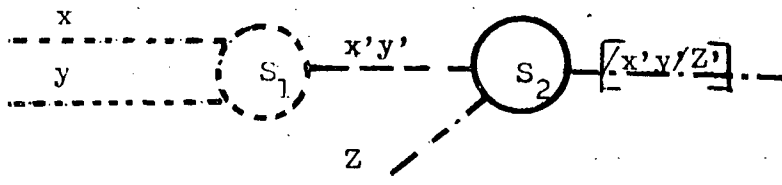
Bemenet: x, y : a vett jelek
Kimenet: $x'y'$: az elődöntés



2. ábra

A d ö n t é s (diagnózis felállítás)

Bemeneti jelek: az elődöntés ($x' y'$) és az orvosi tapasztalat vagy újabb kiegészítő jelek (Z)
A kimenet ezek végeredménye: a felelős orvos-diagnosztikai döntés: ($x' y'$) Z'



Az e l ő d ő n t é s.

Jól kitűnik az 1. ábránkból, hogy az első szakasz menete az információ-elméletből jól ismert Sheffer függvénnyel ábrázolható. A b e m e n e t e t a beteg embertől, vagy a beteg szervezetből(től) vett "jelek" képezik, és a k i m e n e t maga az elődöntés. A bemenet jeleit nem kell feltétlen orvosnak vennie. A "tünetek" és a "mérhető" jelek jó részét veheti más is. A kimenet pedig számítási műveletek eredménye, s mivel ez nem végleges, elegendő, ha csak felülbírolja, de nem végzi el azt orvos.

Ha az ilyen módszert embertömegben alkalmazzuk, a tömeg két részre válik. Egyikben a keresett folyamatban nincs elváltozás. A másikban van, vagy "lehet". E csoport nagysága tetszőlegesen szabályozható a mechanikai szűrő elvén.

Az idetartozó számítások, tehát az, hogy a rendszerszakasz eldöntse, mely tényező(k) hívhattá(k) létre a szóbanforgó pozitívna, helyesebben "nem-negatívna" jelzett változásokat inverzvalószínűségi mátrixokból, vagy ilyenre formált sémákból megalkothatók. Már a működés elve maga is csábít, hogy használjuk fel a lehetőséget az u.n. szűrővizsgálatokra, ahol a döntést majd egy vagy több orvos fogja elvégezni.

Magunknak is volt alkalmunk 1971-ben itt beszámolni ilyenről. 6700 főnyi alap, vegyes, férfi és női populációjának 25 év feletti tömegét vizsgáltuk át olyan megbetegedésekre, melyek mögött rák meghuzódását sejtthettük. Célunk az előfordulható minden rákbetegség igen korai felismerése (St 0-I) volt. E célt a mai kétszeres effektusával értük el (2 ezrelék).

A "negatívok"-ból kontrollra behívtuk a "pozitívok" felét. Kiderült, hogy a krónikus betegségekből a mai kórházi szintű felismerésnél jobb (+ 6 %) hibahatáru) eredményt értünk el. Ugyanakkor paramétereinket akként választottuk meg, hogy a relatív hatalmas tömeget egyetlen orvos 10-15 munkanap alatt, a kórházi szintű felismerés lehetőségével vizsgálhassa át.

Az elképzelést siker zárta.

Hasonló kísérletek ma már hazánkban is folynak, de a külföld irodalma igen nagy számokat ismertet. Utóbbiak alapján kényszerültünk elismerni, hogy az ilyen módszerek a különböző szűrőfélékhez igen jól bevalnak. Eredeti célunk magunknak is ennyi volt. Az eredményeket azonban másutt is szeretnénk volna fölhasználni. De sok problémánk adódott. Ezek miatt arra kényszerültünk, hogy vegyük kritikai elemzés alá a fenti módszerekben a computer szerepét. Az a véleményünk alakult ki, hogy az elektronikus adatfeldolgozás csak ott és akkor indokolt, ahol a tömeg mennyisége igen nagy, s egyszersmind annak idő-

belli beáramlása igen kicsiny. Ez utóbbi kritériumnak azonban sem az életfolyamatok figyelése, sem a segítségre váró járóbeteg vizsgálat-fajták, sem az ugyancsak elégtelenül megoldott Nővédelmi Szűrővizsgálat (NVSz) nem felelt meg. Vagy el kellett volna tehát vetnünk azokat a kétségtelen nagy előnyöket, melyek ma már bizonyítottak, vagy a computer helyett más fajta adatfeldolgozást, tehát elődöntést kellett keresnünk.

E meggondolásból indulva kívántuk a computer adatfeldolgozást középiskolai szintű személyzetünkkel elláttatni. Hogy megoldható legyen a kívánt feladat, mindazon számítás-programokat átvettük a gépekből, melyek sablonizálhatóak voltak. Személyzetünket megtanítottuk a sablonoknak már az átvételkor megtörténő azonnali "leolvasására". S ezzel egyuttal megtakarítottuk nemcsak a gépi bérletdíjat, de az adatátvitel idejét is. A leolvasott "elődöntés" indukálta be a személyzet további teendőit. (3. ábra: "OT-PAN-t" adatlap)

U j k i s é r l e t e i n k.

A ma leggyakrabban előforduló tömeges krónikus betegségeket kerestük vizsgálataink egyik részében (3. ábra). Célunk keresni, vajon a járóbetegrendeléseken mennyiben alkalmazhatóak módszereink. A kísérletet a Róbert Károly uti Kórházban végeztük el. Itt akkor a 35 éven felüli nőbetegeknél az I. foku NVSz-t láttuk el. A kérdőívek átvételekor adatfeldolgozónk lejegyezte a kapott elődöntést. Mi a saját, az osztályok pedig adott területükön (bel, seb, ideg) vizsgálták ki a beteget. Mindkét fél egymástól függetlenül, egymás adatairól nem tudva dolgozott. Jóval a kibocsátásuk után vetettük össze a kérdőívi elődöntéseket az osztályok kivizsgálásának eredményeivel. 155 beteget volt így alkalmunk áttekinteni. E tömeg 222 kórt képviselt. E 222 kórisméből a kérdőívi elődöntésnél 19 (8,5 %) hiányzott, de benne rák-betegség nem fordult elő. A kórházi osztályok kivizsgálása után a kontrollal szemben 13 kór "hiányzott", köztük kettő rák is volt.

Eredményünk nem jelent mást, mint hogy egy nem-orvos által vett jelek séma szerinti, momentán feldolgozása csaknem kórházi kivizsgálás értékében képes rávilágítani arra, hogy az orvosnak mely irányokban kell a kórt keresnie.

Ugy hisszük, az ilyen eljárások alkalmasak a ma erősen probléma elé állított járóbeteg-ellátásnak a megjavítására (megfelelő további előmunkálatok után természetesen), alkalmasaknak véljük továbbá arra is, hogy vele döntést hozzunk, vajon valamely személy összelet-működésében van-e egy meghatározott szinten felüli kóros eltérés.

Az UTASÍTÁS-ban meghatározott módú, de NEM MÁS elváltozás, jel, panasz...

...VAN-e MOST Önnél, a1

...SZÁJÁN, DÖRÉN v MASHTT
PORKÖS v NEDVÉS SEB
nem-gyógyuló MÁS SEB
dj DAGANAT v KINÖVÉS
dj BENÜZÖDÉS főle...
dj vérző hámló FOLT
BARNA-FOLT TENYERÉN

...ANYAJEGY, mely MOST

vált FAJDALMASSÁ...
jött GYULLADÁSBA...
hirtelen MEGDUZZADT

...EGYOLDALÚ NÖVEKEDES...

ARCÁN, ORRÁN v SZEMÉN
NYAKÁN v GÖLYVÁJÁN...

...ÍNYÉN, NYELVÉN v -ALATT:

FOLT v SEB/vesedés...
folyik GENNY belőle?

...ÁLL-, NYAK-, HONALJTÁJÁN

CSOMÓ vagy MIRIGY...

...EMLŐ v NEMISZERVÉN

vérző v hámló FOLT...
CSOMÓ v MIRIGY...
DAGANAT v KINÖVÉS...
FÁJÁS, csipés v égés
JÖN-e belőle FOLYÁS

...GYOMOR, HAS, BÉLrendszer-i

EGÉSEI...
görcsösztő FÁJÁSAI...

...MÁSUTT VANNAK-e...

ok nélküli RÉMULÁSAI
EPILEPSZIÁS görcsei
kínzó SZIVDORGÁSAI
FULLADÁSA, ha fokozik
" ha szót v dolgozik
LÁBIKRÁFÁJÁS járásra
kínzó MELLKASFÁJÁSAI
" VÁLLTÁJAI FÁJÁSAI...
" KÖHÖGÉSEI...
RONHLÁS köhögéskor...
huzamos REKEDTSEGE...
gyakori HÓLYAGHURUT
NYELV-égés v FÁJÁSA
NYELÉSKOR: FÁJDALMA
5 kg. körüli FOGYÁSA
VIZEL-e FELTÜNŐSOKAT

Kizárólag FÉRFIAKNAK!!!

JELENTKEZIK-e djabban

vizelés-utakadása
más VIZELÉS-panasz

FK: dr. Kovács János onk.főorv. MINDEN jog, a részleges felhasználás is fenntartott!

Mj

...JELENTKEZ-e Önnél a1

feltűnő ÉTVÁGYROMLÁS...
" LEGYENGÜLÉS...
" IDEGESSÉG...
nehézségek ELALVÁSKOR
ALVÁSÁBAN panaszok...
FELEDÉKENNYÉ válás...
reggeli kínzó FEJFÁJÁS
LÁTÁSromlás ok nélkül
HALLÁS " " "
SZAGLÁS " " "
ÍZLELÉS " " "
TAPINTÁS " " "
kínzó HÁNYÁS, hányinger
SZÉDÜLÉSEK ok nélkül
BÉLPUFFADÁS, GÁZFOSSÁG
FELBŐFÜGÉSEK...
SZÉKELESKOR fájdalom
" nélkül
bőRALÁVÉRZÉS ok nélkül
bőRGENNYEDÉS " "
bőRVISZKETÉS " "
sebGYÓGYULÁS elhúzód.
feltűnő többet-EVÉS
" többet-ivás

...VAN-e MOST
v.volt-e REGGEL

valódi VÉR-VIZELÉSE
" VÉR-HÁNYÁSA
CUKORBAJA...
VÉRSEGENYSÉGE...
RÁKDETSÉGE...
ASZTHMÁJA...
TÜDŐBAJA, tüdő TBCje
más TBC-a betegsége
VIZES MELLNGYULLAD.
SZÁRAZ " "
ÉLT EGYÜTT TBC-sel?
valódi SZIVBAJ-a...
MAGAS-VÉRNYOMÁSA...
gyerekkori IZÜLGYUL
GYOMORBAJA...
GYOMORhurut /idült/
GYOMORSav-hiánya...
komolyabb VESE-baja
" húgy-HÓLYAGbaja

Kizárólag NŐKNEK!!!

nőt "MÁSUTT"szörzete

NAVIBAJA jár-e még?
" van RENDKÍVÜLI is

Mj

OTPAnt, adatlap

SZÜA [] [] [] -1972 [] []
Kitöltő neve: [] [] []
"Szül.id: 19 [] [] []
Nev: /nőknél: lányneve/ " "
...
nászony férjezett neve:
...
lakás:
...kor...
...sz...o...
Munkahely:
...vél
...rész

FELDOLGOZÁSI RÉSZ

A HUZ KIV-ET CLMR
c1 N P
c2 N P
c3 N P

HIS
HV
LB
int
car
pul
u-g
onc
...

GONDOZÁS: [] [] [] []
D, 1 [] [] [] []
TETT: [] [] [] []
JÁRGA [] [] [] []

Következő kísérletünket a mai NVSz-ban kívántuk hasznosítani. Közhelyként ismert, hogy e vizsgálat hasznos l e n n e, ha megfelelő mennyiségben és megfelelő eredménnyel tudnánk megoldani. Ma azonban csak egyötöd mennyiségét tudjuk ellátni a kívántnak. S ezen egyötöd is inkább szám, mint személy értékű. A hatások a minőség elégtelensége folytán egyszerűen e l e n y é s z ő v é válik korai rákfelismerés tekintetében. E klasszikus rákszűrés ma már több szakágat érint: a bőrgyógyászatot (C), a haematológiát (H), a száj-orr-nyak, azaz a head and neck sebészetet (H) és az általános sebészetet az emlő (M) betegségeivel, a szokvány, a nőgyógyászati területen kívül. Sok ok miatt célszerűbb lesz azonban ezt az utóbbit is szétbontani. A csak bimanuális nőorvosi vizsgálattal elérhető belső Genitáliák területére (G) és a célzott cytológia számára i s alkalmas vulva, vagina, portio, és cervicalis csatornára. Mi utóbbit (X) jellel jelöltük. (A továbbiakban a területszakaszokat nem ismételjük s a fenti C, H, M, G, X alatt mindig a felsorolt részeket értjük).

Erre a felosztásra sok ok kényszerített bennünket. Egyik, a legfontosabb, az, hogy v a l ó b a n korai állapotában rákbetegséget ma csak az X-nél sikerülhet kimutatni rendszeresen. Ott is figyelembe kell még vennünk néhány ma bizonyított tény:

1. A női nemiszervi rákok több, mint fele méhnyakrák, s a maradéknak ismét jóval több mint fele az X-térből származik, tehát a NVSz legfontosabb területe a rákelőfordulás szempontjából is az X-tér.

2. A rákossá válás folyamat. E folyamat időben zajlik, és szakaszai teljesen jól ismertek a méhszáj és csatorna táján, jól az X más területein, egyáltalán nem a G, M, H terén. Rák a C-ben csak hazánkban "rák" - az esetek zömében. Döntő terület tehát ismét az X. Felismerés leghatékonyabb gyors eszköze a cytológia.

3. A cytologiai kenet (főleg a collumrészekben) csaknem 100 % döntő. A skopia tévedése $\pm 20-30$ %. (Horn, Simon stb.), és időigényes.

4. A cytologiai kenetek levételéhez s e m m i s z u k s é g nincs orvosi közreműködésre - ezt a tényt sok tízezer, a nők által önmaguktól vett kenet értékelésére épített szűrés igazolta.

5. Hazai tapasztalatok - dr. Simon - jól jelzik, hogy az előbb említett való tények ellenére, a korai felismertség eredményében döntő szerepet játszik a kenetek kellő módon és kellő helyről való származása.

Természetesen magunk sem hagyhattuk figyelmen kívül e tényeket. Hosszas gyakorlati és elméleti oktatással betanítottuk adatfeldolgozóink közül az arra alkalmasakat (ahol ismét kiderült: semmi jelentős akadálya nincs nem-egészségügyiek ilyenre való kiképzésének). Megtanulták a feltárást (!), a sav és jódpórást (Schiller próba) elvégezni,

a felszíni változásokat legalább annyira megítélni, hogy meg tudják ítélni, mely elváltozások azok, melyeket negatív cytológia ellenére is, vagy melyek azok, melyeket azonnal látnia kell orvosnak, illetve annyira, hogy tudják, mely pontokról kell kenetjüket levenniük. Fokozatosan alkalmassá váltak az önálló munkára.

Működésük olyan megítélésére, miszerint összevethető-e működésük azzal a szinttel, melyet ma egy csak makroszkopiai megítélés lehetőségével bíró szakorvos érne el (e területen ugyanazon cytológiai feltételek biztosítása után jelenleg folynak ellenőrzött kísérletek). Erről itt ma beszámolni korai lenne - de legőszintebben hiszünk a sikernek.

Vizsgálatunk azokról, melyek a magunk ellenőrzése alatt e módszerrel már legalábbis első kontrollban ellenőrzést nyertek. Minden beteget kontrolláltunk, de adataink közül az időbeli ellenőrzést 1972 november közepén lezártuk. A jelentésben szereplő felismerések azonban mind vagy skopiával, vagy hisztológiával igazoltak.

Összeredmény a NVSz cytológiára nem vagy alig alkalmas területén (térn bimanuális vizsgálat Gynecologia (G), mamma (M), Haemato- és Head and neck (H) valamint cutan (C).)

Az adatszerzőnk (adatfeldolgozó) működése itt teljesen azonos az előző (OTPAN) kísérletével. Vizsgálat jelvétele kérdőíven (4. ábra: OT-XM adatlap).

C - cutan terület -

Megjelent 294. Diagnózis volt a kontroll után 37. Ebből banális 21, követendő ($C_0 - C_1$) 12, Korai rák: 4, későbbi rák nincs.

(Az Index 0-ja olyan kísérendőt jelent, akinél nincs obligát praecancernek elismert állapot, de figyelni kívánjuk a beteg további sorát. Az Index-1 obligátnak elismert praecancer állapotot jelent).

A 37 kórból szakorvos elé utalt az adatfeldolgozó 20 banálist, 12 követendőt, 4 korai rákot. Egyetlen banális betege maradt ki. Utalt, (de nem volt betegsége) további 6 személyt.

Terhelt 46 fővel, az alaptömeg 1/6-ával, elhanyagolható tévedés mellett. Az eredményeit a mai NVSz-el össze sem lehet mérni, utóbbi itt annyira "nem figyelt".

H (head and neck + nyirokmirigyek területe)

A 294 megjelentből a kontroll 22 kórt, ebből banális 13, követendő ($H_0 + H_1$) 9. Adatszerző beutaltjaiból a banális közül 13, a követendőkből 8 benn volt. Hiányzott 1 követendő (H_0). Beutalt, de kór nem volt megállapítható: 10 fő. Összterhelés elhanyagolható hiba mellett az alaptömeg 1/10-e. NVSz összehasonlítás: mint C.

M (mamma terület)

A 294-ből a kontroll 63 összdinóvizist észlelt. Ebből banális 21, követendő ($M_0 + M_1$) 37.

Rák korai: 2, elkészt: 3.

Adatszervezőnk beutalásában két M_0 nem volt csak benne. Fölösleges beutalás (?) 4.

Összterhelés elhanyagolható tévedés mellett $1/5 - 1/6$ közt.

Összevetés NVSz: lelkiismeretesen kivitelezett nem-szakorvosi I. fokú NVSz-nak mind a 65 panaszost át kellett volna küldenie másodfokra. Ekkor lett volna azonos az eredménye.

G- a csakis bimanuális vizsgálattal tapintható rák majdnem biztos kései (véletlen műtéti felfedezés a nem-kései) Vizsgálati anyagunkban egy és ilyen adódott. Adatfeldolgozó jelzése: lásd másodfok.

CHMG terület összefoglalva: kellő felvilágosítás után kitöltött adatlapok tájékoztatnak (az esetek abszolút túlnyomó zömében) arról, hogy a vizsgálat szükséges-e. Adatszervezőnk feladata ennyi volt, s megoldották a feladatukat. Bevonásukkal e téren is fokozni lehet azt a "szűrt" mennyiséget, melyet ma kapacitással másként ellátni nem tudunk. Természetesen magunk is tudatában vagyunk, hogy a kérdőlap nem pótolhat minden esetben minden vizsgálatot. De a kapacitás-növelés akkora, hogy megéri azt a veszteséget, ami ma abból következik, hogy a beteg ma még nem c o l l a b o r á l kellőképp és minden esetben orvosával sem kérdőíven, sem szóban. A rákbetegség azonban időben, és hosszú időben lefolyó eseménysorozat után lép fel. Jól előkészített tömeg előbb-utóbb f o g s z o l g á l n i olyan adatokkal, melyekből l e h e t időben ítélni legalább annyit, lásd-e a beteget jól felkészült szakorvos.

X tér

Vizsgálataink - jelenleg - legfontosabbjának tartjuk adatszervezőnk bevonását a rákfelismerés azon területeire, ahol a célzott cytologiától várhatjuk, és csak ettől a k o r a i rákbajok felfedezését, illetve az obligát praecancer állapotok felderítését. Ez a tér az, melyet mi X-el jelzünk, a vulva, a hüvely, és elsősorban a méh hüvelyi szakasza, valamint a méhszáj és jórészt a méhür is.

Amennyire kézenfekvőnek látnók a NVSz végleges megoldásául az általunk C, H, M és G-vel jelzett területeknek áthárítását a nőgyógyász hálózatra, annyira félünk attól, hogy az X tér ellátatása egy forgalmas nőgyógyászati rendelőben v a g y azt eredményezi, hogy az ottani forgalom bénul meg, v a g y azt, hogy a jelentések fognak csak befutni, a tényleges és hosszadalmas, valamint meglehetősen körülményes cytologiai vizsgálat elmarad. Éppen ezért ajánljuk figyelembe és foglalkozunk bővebben vizsgálataink eme szakával. (Külön közleményt szándékszunk megjelentetni e tárgyban.)

294 megjelent betegünk közül 58 "figyelendő" diagnózist ismertünk fel. X_0 : 41, X_1 : 8, X_4 (ahol az index-4 azt jelenti, korai rák 0, I st, melyet a Gondozó fedezett fel): 6, X_7 (itt az index-7 a rák II. v. magasabb stádiumát, és a Gondozói felfedezést jelenti): 3. Adatfeldolgozói beírányítás egyetlen X_1 jelű követendőt és az X_0 -ból 5 másikat nem jelzett.

A NVSz olyan megoldásban, melyet bár szakorvos végez, de célzott cytologia lehetősége nélkül, e tömegből n e m t u d o t t volna másodfokra irányítani " X_1 " azaz obligát praecancerből 2-t, valamint nem az X_0 -ból még 8 másikat. (Nem, mert ezeknél t e l - j e s e n sima portió volt észlelhető, csak a cytologia derített ki elváltozást, melyet szövettan igazolt aztán.)

(Mj: számainkban lényegesen magasabb kóros eset fordul elő mint a szokvány szűrővizsgálatokon. Oka, hogy a betegek Onkológiai Gondozóban jelentek meg zömmel. A 294-ből 216. Ezek egy része már önmagának is "gyanus" volt és ezért jött. Vagy küldte ugyan más orvos őket, de a beküldésen eligazító jellegű gyanút nem közölt, így l.a. szűrővizsgálatra kényszerültünk.)

V é g k o n k l u z i ó.

Igazolni kívántuk, hogy léteznek olyan vizsgálóeljárások, melyek egyik részében orvosi közreműködés nélkül olyan elődöntéseket hozhatunk, hogy azok mind a beteg, mind az orvosi összefűzés előnyére szolgálnak.

Ezen eljárásokat ma már igen nagy számban végzik hazánkban kívül, és az utóbbi két évben kísérleti jelleggel ismét megjelentek hazánkban is. Ezek azonban mind e l e k t r o n i k u s adatfeldolgozáshoz kötöttek. Computerrel viszont csak akkor és ott rentabilis az ilyen adatfeldolgozás, ha az egyidőben végzendő számítási és egyéb műveletek száma igen magas, és van computer.

Az orvostudománynak van sok olyan ága, mely igényelné az elődöntési segítséget, de előfeltételei nincsennek meg a computer alkalmazásának.

E helyek közül a legfontosabbnak tartottak

- a folyamatos figyelés egyes krónikus betegségeknél
- a járóbeteg szakrendelések egyes részei
- a kórházi osztályok diagnosztikai részei
- a hazánkban erősen elmaradt összeffektivitású Nővédelmi szűrővizsgálat.

Többről kívántunk volna beszámolni, de nemcsak a támogatás totális hiánya, de olyan merev ellenállás, mely az adminisztratív eszközök alkalmazásától sem riadt vissza, s melyet éppen ezért és itt is

megemlíteni kívánok, egyszerűen lehetetlenné tették az előrehaladást, vagy a nagyobb számadatokon való bemutatást.

Tudatában vagyunk annak, hogy e számadatok kicsinyek, de a külföldi irodalom adatai már bizonyítanak. Magunk viszont csak gondolat-ébresztő közleménynek szántuk előadásunkat, és ha ennyit tudtunk megtenni csak - nem érezzük saját hibáknak.

Reméljük, csak egyetlen csírárt sikerült elvetnünk, s akkor ezt eredménynek számítjuk.

Nehézipari Minisztérium Igazgatósági és Üzemszervezési Intézete

Számítástechnikai és kibernetikai alkalmazások jelenlegi gyakorlati feltételei
az orvostudományban

Holvay Endre

Jelen előadásomban a hazai számítástechnikai eszközök és szervezési formák lehetőségének több évtizedes ismeretében kívánok néhány olyan gondolatot felvetni, amely véleményem és tapasztalatom szerint előkészítheti és így közvetett módon meggyorsíthatja a számítástechnikai eszközök igénybevételét és kibernetikai módszerek alkalmazását jelenlegi adottságaink mellett is a magyar orvostudományban. Orvostudomány alatt itt a teljes orvos-egészségügyi gyakorlatot értem.

Mind az orvosi, mind a számítástechnikai nemzetközi szakirodalom csupán felületes tanulmányozása is bizonyítja, hogy szinte már egy évtizede megszűntek a viták arról, hogy lehet-e célszerűen - az egészségügyi munka területén - számítógépeket alkalmazni, illetve kibernetikai rendszereket létrehozni. Állíthatjuk továbbá: ma már senki sem száll vitába azzal az állítással, hogy a korszerű számítástechnika felhasználása elkerülhetetlen az egészségügyben. Ha külföldi tanulmányutakon veszünk részt, és e tanulmányutnak nem is az a célja, hogy az orvos-egészségügyi alkalmazásokat vizsgáljuk, akkor is úgy találjuk, hogy megdöbbentően sok ma már az olyan számítóközpont, amely közvetlenül vagy közvetve az orvostudományt, illetve az egészségügyet szolgálja.

Meg kell állapítanunk, hogy e téren mind technikai eszközökben, mind pedig megvalósult rendszerszervezésekben és alkalmazásokban eléggé el vagyunk maradva a világszinttől.

Az is világos - úgy gondolom - mindannyiunk előtt, hogy az igen költséges számítástechnikai eszközök beszerzését éppen az orvostudományt és az egészségügyi intézményeket közvetlen kiszolgáló egyéb technikai eszközök ugyancsak költséges volta miatt költségvetési fedezeti nehézségek hátráltatják. Így józanul nem várhatunk hazánkban az orvostudomány és egészségügy terén a computer-ellátottságban ugrás-szerű fejlődést. Hasonló a helyzet a szemlélet és vonatkozó rendszer-szervezés terén is. Miután el kell fogadnunk azt a közismert tételt, hogy megfelelő technikai eszközök igénybevételéhez azt megelőzően azok üzemeltetését, alkalmazását és céljait teljesen ismerő kérdésekre van szükség, sőt tulajdonképpen az egész egészségügy terén alkalmazásban lévő minden dolgozónak legalább közvetve bizonyos számítás-

technikai ismereteket, de főképpen a sajátos szemléletet kell elsajátítani, azt is megállapíthatjuk, hogy a jövő és a fejlődés érdekében elsősorban e téren, a szemlélet terén kell döntő változást elérnünk.

I. Tételtem tehát: Ahhoz, hogy hazánkban az egészségügy terén a számítástechnikai eszközök világszintű igénybevételéhez és alkalmazásához és a vonatkozó kibernetikai rendszerek szervezéséhez és működtetéséhez felkészüljünk, mielőbb mindent meg kell tenni azért, hogy az egészségügyi dolgozók, elsősorban az orvosok e téren korszerű szemléletre tegyenek szert.

A jövőben el kell érni tehát:

1.) Hogy az orvosi és egyéb egészségügyi képzés során a kötelező tantervben oktassák a számítástechnikai alapismereteket, illetve ezeknek azt a részét, amely az orvost és az egyéb egészségügyi dolgozókat érinti (mind a technikai eszközökre vonatkozó, mind pedig a lehetséges kibernetikai rendszerszervezési elvekre vonatkozó ismereteket). Mindaddig pedig, amíg a középiskolai oktatás anyagában hazánkban nem szerepel ezen alapfogalmak elsajátítása, addig sajnos az alapfokú elemeket is itt kell oktatni, azután már csak a bázist kiegészítő, felsőbb fokú ismeretek oktatására van szükség.

2.) Nem elégséges csupán a korszerű számítástechnikai eszközök és az ezekkel megvalósítandó kibernetikai rendszerek elméleti oktatása mint egészségügyi szervezési tantárgy, hanem elkerülhetetlen bizonyos számítástechnikai gyakorlat biztosítása is az egészségügyi képzés során. Az elméleti megalapozás élményszerű gyakorlat nélkül nem elégséges a szemlélet megváltoztatásához.

II. Mivel fentiek a jövő feladatát képezik, felmerül a konkrét kérdés:

Mit tehetünk ma annak érdekében, hogy a mai technikai adottságok mellett - amelyek messze elmaradtak a legfejlettebb országok szintjétől - megalapozzuk a jövőt és felkészüljünk a számítástechnikai eszközök magas szintű igénybevételére abban a reményben, hogy néhány év múlva megfelelő technikai eszközök nekünk is rendelkezésünkre fognak állni nagyobb mennyiségben (itt gondolunk például az ÉSZR gépek megjelenésére a szocialista országok piacán) ?

A kérdést úgy is meg lehet fogalmazni, hogy hogyan készítsük elő a lehető legszélesebb terjedelemben a szemléletváltoztatást:

- addig is, amíg az egyetemi, főiskolai és szakiskolai szinten a szemlélet megalapozása nem lesz a tanterv anyaga,

- és a jelenleg az egészségügy és orvostudomány területén dolgozók részére hogyan lehetséges bebizonyítani, hogy a számítógépek, a számítás technikai eszközök alkalmasak bizonyos fokig már ma is hasznos igénybevételre.

A feltett kérdésre válaszom:

Az ország jelenlegi számítástechnikai technikai adottsága és a rendelkezésre álló szakember-gárda és a szakképzési lehetőségek kihasználásával a jelenleginél szélesebb terjedelemben kell folytatni egyelőre kisebb orvos-egészségügyi számítástechnikai és kibernetikai eljárások kidolgozását, kísérletezését, bevezetését.

E tétellel szemben azt kérdezhetné valaki, hogy mire alapozom ezt az állítást, hisz hazánkban egyéb területen is le vagyunk maradva a számítástechnikai eszközök beszerzésében, - amint a fajlagos számok is mutatják - hiszen napról-napra halljuk a gazdasági élet különböző szakembereinek panaszát, hogy a magasszintű gépre alapozott rendszerszervezésekhez nem áll rendelkezésre megfelelő gépi kapacitás.

Semmiképpen sem akarom kétségbe vonni azok állítását, akik hazánk viszonylagos alacsony szintű számológép ellátottságát állítják. Arra kívánok viszont utalni, hogy hazánkban 1972-ben 161 elektronikus számítógép mégis üzemel. Azon sem óhajtok vitázni, hogy mely gépeket tekinthetjük kis-, közepes-, vagy nagy gépnek, azonban e kapacitások már jelentős technikai bázist képeznek ahhoz, hogy az egészségügyi szervezetben megkezdjük, legalább kísérletként:

1.) a gépi adatfeldolgozás szinte klasszikusnak mondható módszerrel beindítani a munkát, pl.:

a.) a kórházi gazdasági számítástechnika területén,

b.) az egészségügyi statisztika terén, stb.

(Kiváló példa erre a szekszárdi Balassa János kórház uttörő munkája.)

2.) Tapasztalatszerzés és szemléletkialakítás érdekében a kutatás terén is fokozottabban igénybe venni a rendelkezésre álló számítástechnikai lehetőségeket.

3.) Meg lehet vizsgálni, hogy a digitális technikát például hol tudnánk máris alkalmazni az orvosi és laboratóriumi műszerek mérési eredményeinek rögzítésében, illetve azokkal történő számításban. Hiszen a műszerek kimenő jeleit valamilyen gépi adathordozóra átalakítani: lyukszalag, stb., nem megoldhatatlan feladat ma hazánkban.

4.) Nem kevésbé meg lehet kezdeni az elektronikus adatfeldolgozás alkalmazását a betegellátás folyamatában is, legalább kísérletként meghatározott körben.

a.) A betegnyilvántartás kialakítására vonatkozó kísérletek megkezdésére lehetőségek állnak fenn. (Egységes gépi adatfeldolgozásra alkalmas adatlapok bevezetése és alkalmazása az egészségügy terén e feladat megoldását lehetővé teszi).

b.) Nehezebb a helyzet jelenleg a diagnosztika terén alkalmazandó számítógépes eljárások kialakításánál, hiszen ehhez már az intézmény vagy kórház rendelkezésére álló külön számítógép lehet csak a végleges megoldás.

Előkészületeket, kísérleteket azonban mindenképpen lehet és kell is véleményünk szerint folytatni ahhoz, hogy e téren az orvosok szemlélete kialakuljon és a korszerű lehetőségeket ne csak a szakirodalomban olvassák, hanem saját gyakorlatukban is megismerjék.

Ezzel eléri azt, hogy amikor már a közeljövőben a technikai lehetőségek is rendelkezésre állnak, igen rövid idő alatt lehet ezek alkalmazására felkészülni.

Amennyiben fenti, főként a b.) pontban foglalt számítástechnikai eszközök igénybevétele és kibernetikai rendszer kialakítása megkezdődik, úgy természetesen minden orvosi és klinikai tevékenység végső célja: a gyógyítás, terápia szolgálatába is fokozatosan bevonható e technikai eszközök és a hozzájuk tartozó alkalmazások rendszere.

Előadásomban elhangzottak bizonyítékaul szolgáljon az a sok kísérlet, amely már hazánkban különböző egyének, intézmények, egyetemek, kórházak, az Egészségügyi Minisztérium részéről megindult.

Sokan vállalkoztak már eddig is erre az uttorő munkára, de úgy gondolom, ahhoz, hogy a hazai egészségügy felkészüljön a szemléletében, a XX. század negyedik negyedében rendelkezésünkre álló tudományos-műszaki forradalom egyik alapvető technikai eszköze, a computer adta lehetőségek kihasználásával a jelenleginél jelentősen többet kell már ma foglalkozni a meglévő számítógép kapacitások igénybevételeivel, főként kísérleti munka gyakorlati kivitelezése útján.

Az uttorő munkát már régebben megalapozták. Hiszen már az elmúlt évtized végén megjelent a "Beteg és betegség nyilvántartás gépesítése" (dr. Szentgáli Gyula, Budapest, 1968.) című kódrendszerű kézirat. A tanulmány vázlatosan tájékoztatott a számítástechnikai eszközök igénybevételeinek lehetőségeiről, és részletesen javasolt, illetve ismertetett szükséges kódrendszereket.

Joggal állíthatjuk tehát végezetül, hogy e téren megindult a fejlődési folyamat, azonban ennek utemét: a számítástechnikai alkalmazásokhoz szükséges szellemi előkészítés utemét, saját fejlődésünk érdekében mindenképpen meg kell gyorsítani. Az másképpen nem lehetséges, csakis úgy, hogy ha az egészségügyi tárca vezetése, valamint a tudományos munkát végzők és az e téren a gyakorlati életben dolgozók is minél több konkrét számítástechnikai megoldást dolgoznak ki és alkalmaznak, ismertetnek, publikálnak.

Ugy gondolom, ahogy a számítástechnikai szakemberek az ügy érdekében eddig is - a jövőben is szakmai tapasztalatukkal maximálisan az orvos-egészségügy rendelkezésére fognak állni.

Társadalombiztosítási Igazgatóság, Budapest

Korszerű számítástechnikai szolgáltatás és hatékony információs rendszer

bevezetésének egyik lehetőségéről a hazai beteg-
ellátásban

Bognár Miklós

A számítógépek jövőbeni szerepével, fejlődési ütemének és irányának előrejelzésével a futurologusok napjainkban igen sokat foglalkoznak. Azokban a fejlett technikával rendelkező országokban, ahol a mindennapi életben már sok éve hasznosítják a távadatfeldolgozó berendezéseket és a különböző nagyságrendű komputereket, nagyjából kialakultak azok a felhasználási területek, melyek egyértelműen demonstrálták a korszerű adatfeldolgozó gépek előnyeit. E területek között - nagy tömegű adatfeldolgozó igény miatt - előkelő helyet foglal el a biztosítás. Sajátságos módon azonban, - bár erre társadalmi rendszerünkben fakadó előnyök feljogosítanak bennünket - inkább csak próbálkozásokkal, vagy legfeljebb - részterületeket érintő - tiszteletreméltó kezdeményezésekkel találkozunk (1).

Köszönet és elismerés illeti a Neumann János Számítógéptudományi Társaság vezetését, hogy különböző, a mostanihoz hasonló rendezvényein jó lehetőséget biztosít az azonos érdeklődési körű szakemberek véleménycseréjére, így nyilván a résztvevők közül számosan emlékeznek az esztergomi, pécsi, illetőleg a korábbi, szegedi tanácskozáson elhangzott, publikált, e témát érintő figyelemreméltó tanulmányokra. Mindezekre emlékeztetve bizonyára egyetértünk abban, hogy korszerű kibernetikai módszerekkel és modern számítástechnikai eljárások alkalmazásával ma már közvetlenül és a gyakorlatban is segíteni lehetne az orvos gyógyító munkáját.

Magyarországon van egy olyan biztosítás, amely az egész lakosságra kiterjed; ez a társadalombiztosítás és ezen belül - amivel a továbbiakban foglalkozni kívánok - a betegségi biztosítás, illetőleg az egészségügyi biztonság. Megérttek annak feltételei, hogy a számítógép fejlesztésével, felhasználásával foglalkozó szakemberek tanulmányaikkal és gyakorlati munkájukkal segítsék a kormány szociálpolitikáját, és szem előtt tartva a társadalom egészére kiterjesztett biztosítási és betegellátási rendszert, gyakorlatban is megvalósítható reális elképzeléseikkel - az ESZR program figyelembevételével - konkrét javaslataikkal segítsék egy integrált információs rendszer kialakítását e területeken.

A dolgozó társadalom csaknem teljes körű egészségügyi ellátásának politikai és társadalmi jelentősége óriási, de ezen túl a beteg-ellátással kapcsolatos országos összefüggések népgazdasági jelentősége is igen nagy és éppen ezért egyáltalán nem elhanyagolható.

Magyarországon napi átlagban több mint 220.000 dolgozó betegség miatt távol marad munkahelyéről. E hatalmas - keresőképtelen - táppénzes állomány a népgazdaságban nemcsak úgy érezteti hatását, hogy évenként közel 4 milliárd forintot tervezünk táppénz címén az ország költségvetésébe és természetesen ezt ki is fizetjük, hanem úgy is, hogy betegség miatt sok millió forint termelési érték kiesése van a népgazdaságnak. Statisztikai adataink szerint egy-egy lakos évente átlagosan 10 alkalommal jelenik meg különböző orvosi munkahelyeken. Ezt a 100 milliós nagyságrendű beteganyagot országos méretekben képzelenség a hagyományos módszerekkel nyilvántartani és rendszerezni. Ebből adódik elsősorban annak nehézsége, hogy a lakosság egészségi állapotát operatív módon ellenőrizni lehessen. Így egészségügyünk egyik vezető elve, a megelőzés nem tud elég hatékonyan és minden területen érvényesülni.

A fekvőbeteg gyógyintézetek évente 1,5 millió esetet gyógykezelnének több mint 80.000 ágyon. A járó és fekvőbetegek tömegének kiszolgálása és ellátása tömeges nyilvántartási, készletgazdálkodási teendőkkel jár együtt. Közismert, hogy ezt a fajta tevékenységet el kell végezni a kórlapokkal, laboratóriumi leletekkel, gyógyszerellátással, ágynyilvántartással, stb. Az adminisztrációban jelentkező adatok a gyógyító-megelőző munka hatékony kiaknázásához, korszerű betegellátáshoz és az egészségügyi munka országos méretű és magas szintű fejlesztéséhez elengedhetetlenül szükségesek. Ezen adatok azonban - bár jelenleg rögzítésre kerülnek a táppénzes naplókban, különböző kartotékokban, stb. - legfeljebb a kórházi, vagy a körzeti orvos számára adnak valamelyest utmutatást, de megyei, vagy országos szinten operatív ellenőrzésre, gyors segítségnyújtásra, tudományos munkára a hagyományos adatgyűjtési módszerre tekintettel alig használhatók.

A gyógyító orvos egy korszerű információs rendszer kiépítése esetén, a jelenleginél jóval nagyobb és tudományosan megalapozottabb információs háttérre támaszkodva, tudása legjavát végre elsősorban az orvosi kezelés legfontosabb három mozzanatára: a diagnózisra, a terápiára és a prognózisra fogja tudni koncentrálni.

Ésszerű alapkövetelmény e területen foglalkozó szervezők számára, hogy az egészségügyről szóló 1972. évi II. tv-ből fakadó követelményeket a 1012/72. Mth. 3. pontjában rögzített számítástechnikai központi fejlesztési kutatási célprogramjával koordinálva vegyék figyelembe. Ezért figyelemmel kell lenniük a gyógyító, elemző és irányító tevékenység szoros összefüggéseire, annál is inkább, hiszen in-

tézkedés ugyanannak a betegtömegnek az érdekében igen sokszor közös adatbázisra támaszkodva, azonos végrehajtó és irányító szervekhez kapcsolódva történik.

Az elmondottakból közvetlenül adódik, hogy egy-egy részterületre korlátozott számítástechnikai szolgáltatás - az ésszerű takarékoság elvét figyelembe véve - gazdaságosan nem igen szervezhető, de a közös számítástechnikai eljárás kifejlesztése a közös adatbázis figyelembevételével, a közös cél szem előtt tartásával indokolt és reális követelmény. Ezt bizonyítja a Budapesti Társadalombiztosítási Igazgatóság 1967. szeptemberétől folytatott gyakorlata (2). E gyakorlat lényege, hogy egy IBM 360/20 géppark lehetőségeit figyelembe véve, olyan információ-feldolgozási rendszert alakított ki, amely alkalmas a táppénzes állomány területi szintű számítógépes értékelésre. A táppénzes naplóban rögzített információkat minden többletadminisztráció elrendelése nélkül olyan kényszerpályára tereli és olyan adattárolási folyamatban rögzíti e rendszer, hogy az információ áramlása 72 óra alatt befejeződik és így igen rövid idő alatt az egészségügyi vezetők számára döntésekhez és ellenőrzésekhez alkalmas adatokat bocsát rendelkezésre. Ezen információs rendszer hatékonyságát bizonyítják az alábbi számok: (A táppénzes helyzetet országosan a 100 dolgozóra jutó %-os beteglétszámmal értékelik).

	<u>1967.</u>	<u>1968.</u>	<u>1969.</u>
Budapesten	5,3 %	5,2 %	5,1 %
Vidéken	4,6 %	4,7 %	4,8 % ,

tehát Budapesten évről-évre 1 tized csökkenés, vidéken, ahol objektív tárgyi okok miatt ebben az időben még nem lehetett bevezetni a korszerű adatfeldolgozást, 1 tized emelkedés volt tapasztalható. Az 1 tized mögött több 10 millió forintos nagyságrendű megtakarítás, illetőleg többletköltség jelentkezett évente. Ezen összegből kórházi ágyaktól kezdve a megyei egészségügyi adatfeldolgozó állomásig bezárólag számos népgazdaságilag igen fontos és hasznos beruházást lehetne megvalósítani. A budapesti gyakorlatot az Országos Orvosszakértői Intézet a 45/1970. EU.M. utasítás alapján 1971-től fokozatosan, kísérleti jelleggel több megyében kipróbálta és hogy milyen eredménnyel, erről előadásom második részében beszámolok. A kísérleti feldolgozások során egyre szélesebb körben ismertük fel azokat az előnyöket, melyek a járó- és fekvőbetegellátás és a társadalombiztosítás közös információ-igényéből és ebből kifolyólag a közös adatbázisból adódtak. Munkánk során egyre jobban jelentkezett az a felismerés, hogy már napjainkban is megvannak az egészségügy egyik legnagyobb információ-feldolgozási igénnyel jelentkező terület integrált adatfeldolgozásának gazdasági és műszaki feltételei. E terület a járóbetegellátás-

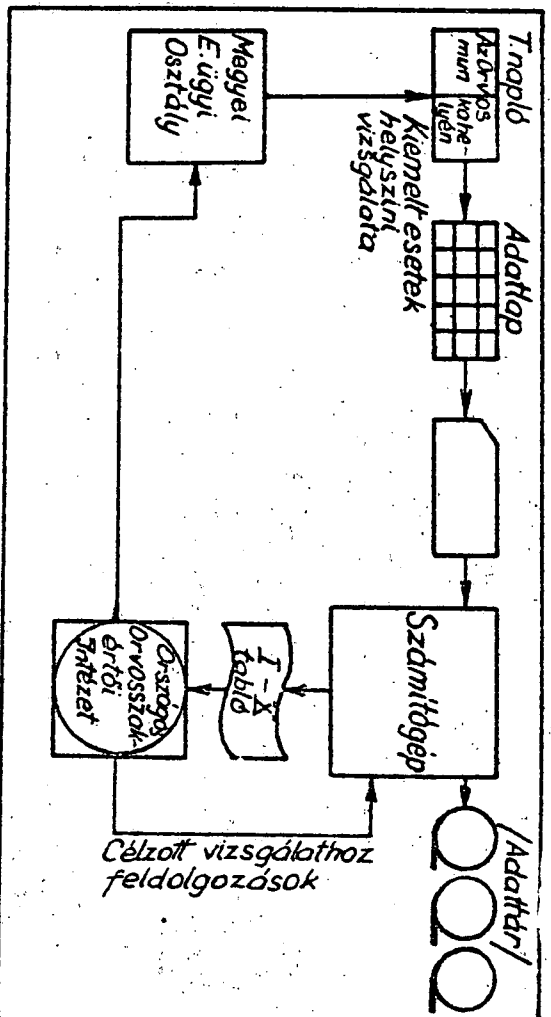
tás és ezen belül a keresőképtelenséget okozó megbetegedések köre. Nem lehet elhanyagolható a napi átlagban is 220.000 főt meghaladó munkából kieső dolgozó morbiditásának alakulása az ezzel kapcsolatos gyógyszeres és kórházi kezelések eredményessége. E témakör jelenlegi információáramlását és az információk feldolgozását mutatja az 1. ábra.

E hagyományosnak mondható off-line szervezést azonban gyakorlatilag túlhaladottnak tekintjük, miután egy magasabbrendű számítástechnikai szolgáltatásra (tele-processing) a technikai lehetőség - legalábbis elméletileg - adva van.

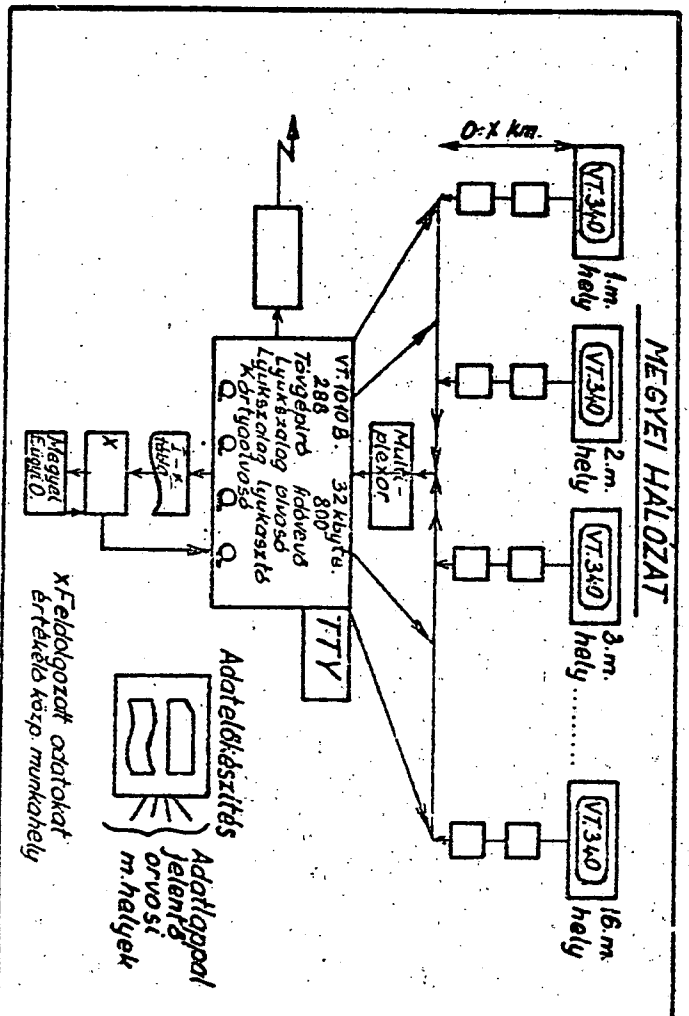
E számítástechnikai rendszer kiépítésének megkezdésénél rögtön az induláskor helyes felhasználni a távadatfeldolgozás lehetőségeit. Ez nem jelenti azt, hogy minden orvosi munkahely on-line kapcsolatban kell hogy legyen a központi számítógéppel, de azt igen, hogy kezdetben legalább a nagyforgalmu munkahelyeken (megyei rendelőintézet, kerületi rendelőintézet, megyei kórház) biztosítani kell a párbeszédes kapcsolat lehetőségét. Ez esetben ugyanis e rendszer segítésén kialakítani és kikísérletezni a hazai lehetőségek és sajátosságok között az ember-gép-ember kapcsolatot a hazai betegellátásban. (2. ábra).

E modell tehát lehetőséget biztosít arra, hogy a gyógyítómunkában felhasználhassuk a közvetlen kapcsolat számos ismert előnyeit és lehetőségeit (kór előzmények, különböző laboratóriumi leletek, EKG vizsgálatok (3), stb. gyors továbbítása). A terminálok típusa és száma természetesen összefüggésben van azzal, hogy általános adatbeolvasási, vagy tényleges orvosi munka közvetlen segítése érdekében információ-kérés céljára üzemeltetik. Mindkét esetben azonban szükséges a munkahelyek és a számítógép között a bérelt, vagy kapcsolt távadatközlési lehetőségeket biztosító vonalak kiépítése. Célszerű lenne rögtön a beindításkor a legforgalmasabb orvosi munkahelyeken a csendesen működő VT 340-et üzembe állítani, többek között azért is, hogy ezen orvosi munkahelyeken kiiktassuk az adatfeldolgozási lap kitöltésével járó munkaigényes, lassu folyamatot és így a keresőképtelenséget okozó megbetegedésekkel kapcsolatos különböző adatszolgáltatásokat közvetlenül lehetne a számítógéphez juttatni.

A megyei központ VT 1010 B típusu, későbbiek során pedig R-10 kategóriájú kisseámítógépből állna 32 Kbyte operatív tárral, kapcsolható lemeztárral, sornyomtatóval, a helyi igényeknek megfelelő számban mágnesszalag egységgel és a célnak megfelelő bemeneti berendezéssel (4). A beteg adatai továbbíthatók közvetlen és azonnali bebillentyűzés útján, tehát akkor, amikor a beteg a terminállal felszerelt orvosi munkahelyen tartózkodik, továbbíthatók az adatla-



1. ábra



2. ábra

pok időszakos összegyűjtése és a szokványos módon a gépi adatfeldolgozóba továbbítása útján is. Az adatbevitel e módozatai lényegében a kiéptettség fokozatait is tükrözik, és ezért a fejlődés során a különféle adatközlési formák részaránya változhat ugyan, de a számítástechnikai szolgáltatás átrendezésére alapvetően nincs szükség. A teljes kiépítést, ill. telepítést a már működő megyei hálózat figyelembevételével az építészekrény elve alapján megoldhatónak tartjuk. Az Országos Orvosszakértői Intézet az elmúlt másfél év alatt több millió táppénzes napot dolgozott fel azokban a megyékben, ahol az Egészségügyi Minisztérium munkatervében a járóbetegellátás ellenőrzése szerepelt. A Távközlési Kutató Intézet közreműködésével az alábbi tablók készültek, melyek segítségével igen hasznos elemző és ellenőrző munkához felhasználható adatok álltak a megyei egészségügyi vezetők rendelkezésére:

- I. A keresőképtelenségi napok, esetek megoszlása járási, városi részletezésben (e tábló mutatja a terület átlagos táppénzes napjait is).
- II. A megye táppénzes napjainak száma orvosok szerint csoportosítva, az operatív ellenőrzéshez szükséges legfontosabb mutatók szerint.
- III. A megye táppénzes napjainak és eseteknek megoszlása betegségfőcsoportok szerint, az Egészségügyi Világszervezet által a betegségek nemzetközi osztályozására készített VIII. revízió átesett jegyzék alapján.
- IV. A megye keresőképtelen állományát legjobban befolyásoló diagnózisok felsorolása a WHO jegyzék szerint (diagnózisonként kimutatva azt a három orvosi körzetet, amelyek táppénzes esetei és napjai a vizsgált diagnózisonál és az adott területen legnagyobb).
- V. A táppénzes napok megoszlása foglalkozási ágak, ezeken belül betegségfőcsoportok szerint.
- VI. A keresőképtelen betegállomány napjainak megoszlása foglalkozások szerint abszolút számban és százalékban. (E tábló mutatja azt is, hogy a megyében az egyes foglalkozási ágakban a lakosság százalékos megoszlása hogyan alakult).
- VII. A táppénzes napok és esetek megoszlása életkor és nemek szerint. (E tábló tartalmazza a terület lakosainak életkor és nemek szerinti megoszlását is.)
- VIII. A táppénzes állomány és a kórházi fekvőbetegellátás bizonyos összefüggései diagnózis, foglalkozás és nemek szerinti megbontásban.
- IX. A keresőképtelenséget okozó megbetegedések megoszlása életkorcsoportok és ezen belül betegségfőcsoportok szerint.
- X. A nyugdíjkorhatárt megközelítő, vagy elért dolgozók és dolgozó nyugdíjasok keresőképtelenségével kapcsolatos összefüggések.

A feldolgozás külön táblázatban gyűjti az ugynevezett befejezett állományu eseteket és külön a folyamatos eseteket. A folyamatos esetek vizsgálata kiválóan alkalmas arra, hogy a terület táppénzes állománya összetételének keresztmetszetét bemutassa egy adott napon, ezért gyors ellenőrzésekhez jól felhasználható. A befejezett állományu esetek vizsgálata a terület keresőképtelen állományának tudományos elemzéséhez 10.000-es nagyságrendben dolgoz fel adatokat, így a törvényszerűségek vizsgálata, értékelése a WHO jegyzék felhasználásával nemzetközi összehasonlításra is kiválóan alkalmas.

A járóbetegellátás ellenőrzését az Országos Orvosszakértői Intézet 1972. évben, legutoljára szeptember-október hónapokban Fejér megyében végezte a fenti tablók segítségével. A táppénzes naplóból az adatok az adatlapra kerültek felvezetésre és a lapról az információkat lyukkártyára vitték, így kerültek az adatok feldolgozásra. (Befejezett esetszám: 4.738., db 61.390 tpp. nap, folyamatos esetszám: 6.450., db 332.608 tpp. nap.)

A Fejér megyei vizsgálat megerősítette a szervezés korábbi tapasztalatait, nevezetesen azt, hogy fegyelmezettén működő szervezet esetén az eredmények rögtön kézzelfoghatóvá válnak. Szeptember hónapban az ország összes ipari jellegű megyéjében, kivéve Fejér megyét a táppénzes százalék az előző év azonos hónapjához képest emelkedett, egyedül Fejér megyében maradt az előző év azonos hónapjának szintjén.

További eredmény és minőségi előrelépés várható az előadás első részében vázolt 2. ábrán bemutatott géppark kiépítése és üzembeállítása után. A technikai lehetőségek és személyi feltételek, géppark és szakember vonatkozásban megvannak. Ma már tehát - a pénzügyi feltételek megteremtése után - meg lehetne valósítani a megyei modell kiépítését.

Nem mindegy azonban, hogy melyik megye lesz kijelölve arra a feladatra, hogy az igen megtisztelő, de alapjában véve igen nagy munkával járó uttoró kísérletet elvégezze.

Churchman (5) a szervezett rendszerek jellegzetességeit vizsgálva öt alapvető szempont fontosságára hívja fel a figyelmet. (Churchman, 1968.):

1. a teljes rendszer célja és - ami még lényegesebb - a teljes rendszer teljesítményének mértéke,
2. a rendszer környezete, különösen a kényszerítő feltételek,
3. a rendszer erőforrásai, segédeszközei, pontosabban saját termelési tényezői,
4. a rendszer összetevői (komponensei), azok tevékenységei, céljai és teljesítményértékük,

5. a rendszer vezetése.

A szervezőknek ezen alapelvek figyelembevételével lehet és kell a megyei modell kialakítására az illetékes vezetők részére a javaslatot elkészíteni. A döntést előkészítő javaslat összeállításánál célszerű lenne a gyakorlatban is kipróbált egyes részrendszerek egymással kapcsolható lehetőségeinek mielőbbi alapos kritikai vizsgálata, elsősorban annak érdekében, hogy a szerény, de nem lebecsülhető szellemi és technikai lehetőségeinket ne forgácsoljuk szét, hanem a már elért eredményeket mielőbb továbbfejlesszük és minél szélesebb körben hasznosítsuk. Amennyiben ez sikerül, akkor a korszerű számítástechnika felhasználásával hazánk egészségügyi ellátásának színvonala mind a járóbetegellátás, mind a kórházi betegellátás terén még tovább emelkedik és a hazai egészségügy területén a már eddig elért igen figyelemreméltó eredményeinket tovább tudjuk fokozni.

J e g y z e t

- 1.) A teljesség igénye nélkül néhány jelentősebb kollektív felsorolása, mely a témával, illetőleg annak részterületeivel hosszabb idő óta foglalkozik:

Az Egészségügyi Minisztérium és a Társadalombiztosítás irányító szerveinél, az EM Szervezési, Tervezési Információs Központjában, a Budapesti, Pécsi és Szegedi Orvostudományi Egyetemen, a József Attila Tudományegyetemen, az Országos Kardiológiai Intézetben, a Balatonfüredi Szívkórházban, az MTA Biometriai Csoportjában, a Szekszárdi és Váci kórházban, a Bajcsy Zsilinszky Kórházban, a Videoton Fejlesztő Intézetben, a MEDICOR-ban, az EMG-ben, az MTA Számítástechnikai Központjában, a Központi Fizikai Kutató Intézetben és a Távközlési Kutató Intézetben, stb.

- 2.) Bognár M.: Gyógyszerrendelés és a táppénzes állomány lyukkártya-rendszerű adatfeldolgozása az egészségügy és a társadalombiztosítás területén. (1967).
- 3.) Bak M.-né, Kobzos L, Molnár L, Gulyás O, dr. Csibi S.: Tanuló - felmérő algoritmusok kisszámítógépes alkalmazásokra, Esztergom 1971.
- 4.) Battistig Gy, dr. Benedek I, Bognár M, dr. Csibi S.: Javaslat korszerű számítástechnikai szolgáltatás és információs rendszer bevezetésére a magyarországi betegellátásban. (1972).
- 5.) Dr. Jándy G.: Rendszerelmélet és operációkutatás, Pécs 1972.

POTE Egészségügyi Szervezési Intézet

A kórházi adatfeldolgozás néhány matematikai, illetve
számítógépes problémája

Gaál Aladár

Az egészségügy egyik legsürgetőbb, megoldásra váró feladata a mindmáig korszerűtlen kórházi, rendelőintézeti adattárolás átszervezése, computerizálása. A hagyományos kartotékrendszert felszámolva, meg kell honosítanunk az elektromágneses jelrögzítést. Ez nem csupán az adatok gyorsabb hozzáférhetősége, s így a gyógyítás hatékonyságának növelése érdekében indokolt, hanem a további tudományos kutatómunka szempontjából is elengedhetetlen. Ugyanis a biológiai ismeretek komoly hányada empirikus - így a kórházak, klinikák, laboratóriumok óriási adatmennyiségéből leszűrhető tapasztalatok az alap- és alkalmazott kutatások irányvonalait is kijelölhetik.

Vitathatatlan, hogy az empirikus összefüggések alátámasztásához megkívánt nagy számu kísérlet, mérési eredmény korszerű, gyors és megbízható kiértékeléséhez nélkülözhetetlen a computerek felhasználása. Tehát a számítógépek nemcsak az adattárolás racionalizálása érdekében, hanem a bennük tárolt információk, adatok közti összefüggések felismerésének megkönnyítéséhez is szükségesek. Ezért kell nagy súlyt fektetnünk a számítógépes adatfeldolgozó módszerek kifejlesztésére.

Első lépésként az alapvető metodikai elveket, problémákat kell tisztáznunk.

A vizsgált adathalmaz változói között fennálló kapcsolatok elemzésekor két lehetőség áll előttünk:

A.) A biológiai folyamat részletes analizisével a vizsgált jelenséget több apró részfolyamatra bontjuk, s megpróbáljuk ezek számszerű kapcsolatát megállapítani. Tehát megalkotjuk a jelenség modelljét, melyben a biológiai, kémiai, fizikai, stb. hatásokat - az alkalmazott választott matematikai apparátussal mintegy összefoglaljuk. A szakismerek mélységétől függően változó tényezőket is be kell iktatnunk a modellbe. E modellt - valószínűségi változóiról - sztochasztikusnak nevezzük.

B.) Van azonban egy másik lehetőség is. Nem keressük a folyamat belső, lényegi összefüggéseit - nem a "miértekre", hanem

csak a "hogyanokra" akarunk választ kapni.

Elegendő számunkra a folyamat kezdeti (ill. bemenő) és vég (ill. kimenő) paramétereit között tapasztalható közvetlen, akár közeli-tő összefüggés ismerete is. Ugyanis sok esetben lehetetlen - a biológiai folyamatok bonyolultsága miatt - az ok-okozati összefüggéseket végigkövetni. A kauzális helyett sztochasztikus skémákkal kell dolgoznunk. Így többnyire meg kell elégednünk a jelenségre jellemző alapvető tendenciák, trendvonalak ismeretével.

1. Minőségi ismérvek:

Ha kvalitatív változókkal van dolgunk, úgy ezek előfordulásának relatív gyakoriságából tudunk következtetéseket levonni. Tekintve, hogy a vizsgált esetek általában összetettek, így nem is az egyes ismérvek, hanem ezek különböző kombinációinak gyakoriságára vagyunk kíváncsiak.

Tehát kigyűjtjük az adathalmazból, hogy hányszor fordultak elő pl. az alábbi tulajdonságok együtt:

$$X_{11} \wedge X_{21}$$

$$X_{31} \wedge X_{21}$$

$$X_{41} \wedge X_{21}$$

$$\begin{matrix} \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \end{matrix}$$

$$X_{n1} \wedge X_{21}$$

$$\text{Ezen belül pl. } X_{11} \wedge X_{22} ; \quad X_{12} \wedge X_{22} ;$$

$$X_{12} \wedge X_{21} ; \quad X_{11} \wedge X_{21} \text{ stb, stb. } X_{1m} \wedge X_{2p}$$

Hasonlóképpen kigyűjthetők a három, négy, öt stb. változót tartalmazó csoportok is:

$$\text{pl. } X_{11} \wedge X_{21} \wedge X_{31} \quad \text{stb.}$$

$$X_{11} \wedge X_{22} \wedge X_{35} \wedge X_{49} \wedge \dots \wedge X_{nm} \quad \text{stb, stb.}$$

(Megjegyzés: az első index a tulajdonságra, a második annak állapotára utal.)

Kombinatorikai ismeretek birtokában belátható, hogy - a változók különböző állapotából adódó eshetőségeket nem is tekintve, - az egyes változó-csoportok lehetséges előfordulási száma n db változó esetén:

$$\sum_{k=0}^n \binom{n}{k} = 2^n$$

Ez - láthatóan - a figyelemmel kísért változók számával exponenciálisan nő.

Ezen belül pl. egy adott $k=3$ -as változócsoporthoz további p, q, r eshetőség van, ha a változók állapotának száma p, q és r .

Miután a gyakorlatban - egy-egy nagyobb felmérésnél - n értéke százas nagyságrendben mozog, a tulajdonságcsoporthoz előfordulási gyakoriságait csakis számítógépekkel érdemes kigyűjteni.

A szakembernek csak a válogatás főbb irányait kell megjelölni, az idő- és energia-pazarló rutinmunkát a gép végzi el. Természetesen a legkorszerűbb gépi adatfeldolgozás sem nélkülözheti a gondolkodó embert! Erre nemcsak az adatok betáplálását megelőző szelektálásnál, hanem az eredmények értékelésénél is szükség van. Fantos, hogy a nem vizsgált változók hatását elimináljuk!

Miután a biológiai vizsgálatoknál általában nincs módunk a jelenségeket tetszés szerint befolyásolni, irányítani, így nem tudjuk lejátszani, modellezni úgy a folyamatokat, hogy az egyes tényezőket rendre kiküszöbölve, az egyedi hatásokat megállapíthassuk. Ezért úgy kell válogatnunk az adatokból, hogy a nem vizsgált változók értékei állandók legyenek (ill. egy elfogadhatóan szűk intervallumon belül mozogjanak), hogy hatásuk ne érvényesüljön: ne fedhessék el a vizsgált kapcsolatot.

Pl. ha az X_1 (bemeneti) változónak az Y (kimeneti) ordinátóra gyakorolt parciális hatását vizsgáljuk, úgy a többi X_2, X_3, \dots, X_n változónak konstansnak kell lenniük. Ellenkező esetben ugyanis nem lehetünk biztosak abban, hogy Y megváltozásait csak X_1 megváltozásai okozzák - hiszen a "nem figyelt" $X_2, X_3, X_4, \dots, X_n$ tényezők is hatnak, akaratunktól függetlenül, objektívek.

Ha nem így járunk el, úgy akár a valósággal homlokegyenest ellenkező eredmények is adódhatnak!

Igy a rendelkezésünkre álló adathalmazt valamennyi változó szerint, számtalan szempontból analizálhatjuk, - mely gépi úton könnyen és gyorsan elvégezhető.

Természetesen az értékelés nagy körültekintést és megfelelő szakmai ismereteket kíván meg. Az egyes tulajdonságok, ismérvek együttes előfordulásának gyakoriságából nem lehet egyértelműen ok-okozati kapcsolatra következtetni. Lehet ritkán előforduló faktorok között is összefüggés - s megfordítva is áll: a gyakran együttjáró tulajdonságok sem jelentenek mindig kauzalitást.

II. Mennyiségi ismérvek:

Amennyiben adataink kvantitatívek, úgy a regresszió- ill. faktoranalízis segítségével kereshetjük a vizsgált tényezők között fennálló kapcsolatokat.

A.) A regressziószámítás lényegében a mért változók valamennyi adatához legjobban illeszkedő függvény együtthatóit határozza meg. (Gauss-féle legkisebb négyzetek elve.) Lineáris összefüggés esetén az

$$Y = a_0 + a_1 X_1 + a_2 X_2 + \dots + a_n X_n$$

egyenlet együtthatóira teljesülnie kell az alábbiak:

$$\sum_{i=1}^m \left[Y_i - (a_0 + a_1 X_{1i} + a_2 X_{2i} + \dots + a_n X_{ni}) \right]^2 = \varnothing \stackrel{!}{=} \text{Minimum}$$

/m = esetszám/

Ebből:

$$\frac{\partial \varnothing}{\partial a_0} \stackrel{!}{=} 0$$

$$\frac{\partial \varnothing}{\partial a_1} \stackrel{!}{=} 0$$

$$\vdots$$

$$\frac{\partial \varnothing}{\partial a_n} \stackrel{!}{=} 0$$

A többváltozós szélsőértékszámítás fenti egyenleteiből a keresett $a_0, a_1, a_2, \dots, a_n$ regressziós együtthatók adódnak.

Ezek, mint az egyes változók súlyozó együtthatói, megmutatják, hogy a kérdéses tényezők milyen mértékben és irányban befolyásolják a vizsgált folyamat eredményét, külön-külön.

A regressziós egyenletből tehát választ kapunk a jelenséget befolyásoló be- és kimenő változók, azaz az okok és okozatok közti közvetlen - a részeffektusokat nem tükröző - kapcsolat jellegére. Nem ismervén, illetve nem vizsgálván a folyamatot befolyásoló valamennyi tényező hatását, e kapcsolat természetesen csak mint tendencia juthat érvényre. Így a regressziós összefüggés segítségével - egy jövőbeni mérés, illetve kísérlet eredményére csak egy megadott valószínűséghez rendelhető bizonytalansági közön belül következtethetünk. (Konfidencia-intervallum).

Ha a változók mérési tartományán kívül becslést alkalmazunk, úgy következtetéseinknek szakmailag is megalapozottnak kell lenniük. Ugyanis maga a statisztikai elemzés az extrapolációra nem jogosít fel.

Míg a regressziószámítás a változók közti kapcsolat jellegét, a korrelációszámítás annak szorosságát adja meg.

A többszörös korrelációs együttható az összes független változót egyként kezelve - méri azok és a függő változó közti kapcsolat mértékét.

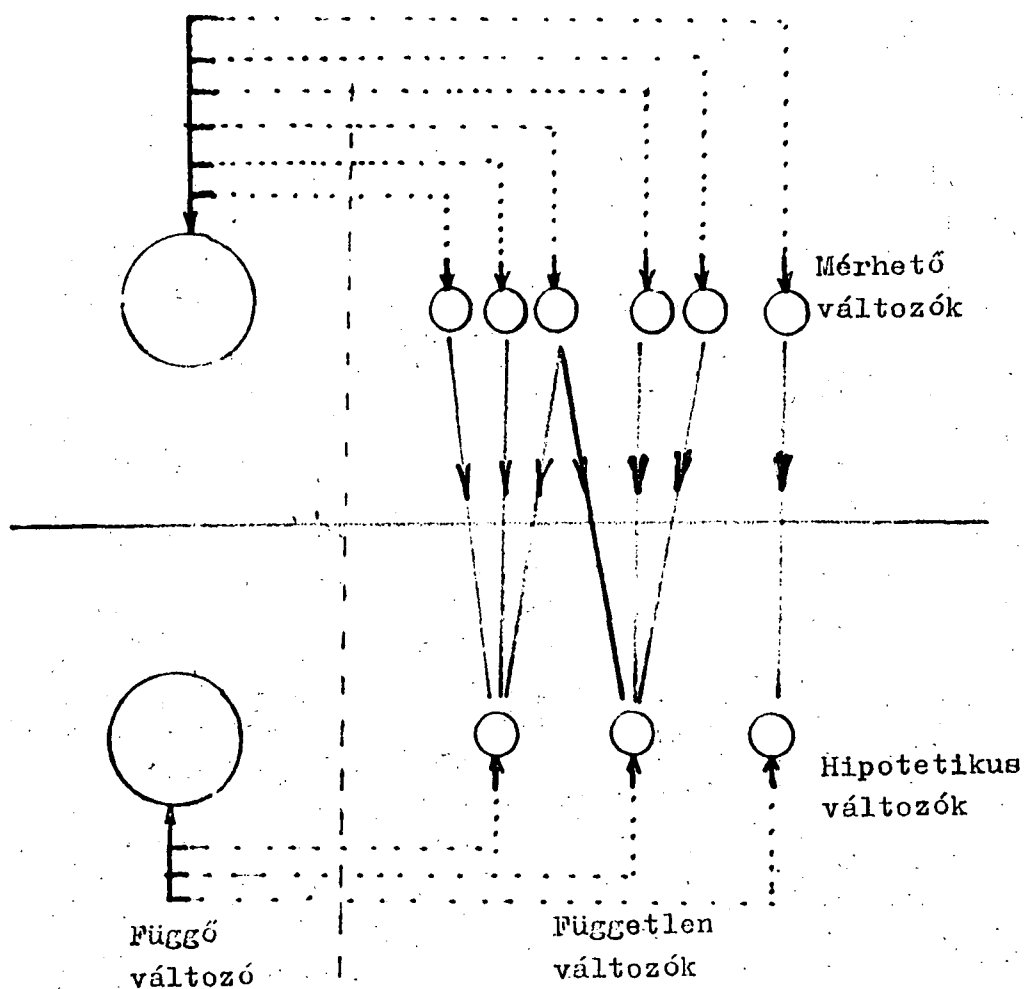
A parciális korrelációs együttható viszont az egyes független változók és a függő változók közti korrelációt jelzi. A többi független változót állandó értéken tartva, azok hatása nem érvényesül.

Ezzel szemben a totális korrelációs együtthatók a két kiszemelt változó közti közvetlen és közvetett hatásokat együttesen mérik. Ugyanis a kiválasztott két változó a többi változóval kapcsolatban van, - így e mérőszámban az azokon keresztül érvényesülő hatásuk is kifejeződik.

B.) Faktoranalízis:

Szemben a regresszióanalízissel, mely a mérhető változók kapcsolatát elemezte, - a faktoranalízis már "mélyebb rétegekben" keresi az okozati összefüggéseket.

Sematikusan:



Ugyanis a vizsgált (mért) "független" változók valójában nem minden esetben függetlenek egymástól, mert ezek - illetve egy részük - számunkra még ismeretlen közös faktorok: ún. "hipotetikus változók" függvényei. A mért változók ezeken a feltételezett közös faktorokon keresztül kerülnek egymással függőségbe.

Igy az egyes $X_1, X_2, X_3, \dots, X_n$ mért változók valamilyen $K_1, K_2, K_3, \dots, K_m$ közös faktorok lineáris kombinációjaként előállíthatók:

$$X_1 = a_{11} K_1 + a_{12} K_2 + \dots + a_{1m} K_m$$

$$X_2 = a_{21} K_1 + a_{22} K_2 + \dots + a_{2m} K_m$$

$$\vdots$$

$$X_n = a_{n1} K_1 + a_{n2} K_2 + \dots + a_{nm} K_m$$

De ha a mért változók előállíthatóak a közös faktorok felhasználásával, akkor megfordítva is igaz: az egyes közös faktorok is kell, hogy előállíthatóak legyenek a ténylegesen megfigyelt változók segítségével. Így pl. a K_1 -re írható:

$$K_1 = \alpha_1 X_1 + \alpha_2 X_2 + \dots + \alpha_n X_n$$

Tehát a közös faktorok - melyek jelenlétére a mért változók függőségéből következtettünk, - számszerűsíthetők, a mérési értékekből - az α_i együtthatók ismeretében megadhatóak.

Vizont számtalan esetben nehézséget okoz ezek biológiai értelmezése! Ugyanis ha egy-egy hipotetikus változó a legkülönbözőbb jellegű mért változók lineáris kombinációjaként adódik, - úgy nehéz annak biológiai tartalmat tulajdonítani.

Amennyiben így egy újabb kapcsolatot ismerünk fel, úgy hasznos lehet e módszer, egyébként pedig - nem mondván lényegesen többet a változók kapcsolatáról, mint a regresszióanalízis - megfontolandó, hogy indokolt-e ahelyett a faktoranalízis sokkalta bonyolultabb apparátusát belevonni vizsgálatainkba. Ugyanis ha a megfigyelt változók standardizált (z) értékeire (amikor is azok átlaga zérus, szórásuk pedig egy) általánosán:

$$\underline{z} = \underline{A} \cdot \underline{f} = \underline{A}_k \cdot \underline{k} + \underline{A}_u \cdot \underline{u}$$

ahol:

\underline{z} = a standardizált változók oszlopvektora

\underline{k} = a közös faktorok oszlopvektora

\underline{u} = az un. egyedi faktorok oszlopvektora

\underline{A} = együttható-mátrix

akkor ebből - részletesen kiírva - speciális alakú regressziós egyenletet kapunk.

Egy adott z_i változóra ez:

$$z_i = a_{i1}K_1 + a_{i2}K_2 + \dots + a_{im}K_m + a_{ij}U_j$$

Az ebben szereplő független (K) változók nem mérhetőek, így az a_{ij} faktorsúlyok sem határozhatóak meg a regressziós elemzés szokásos módszereivel - csak más, lényegesen bonyolultabb uton.

A részletek mellőzésével, az un. "alapvető faktorok módszere" (Principal Factor Solution) az alábbi sajátérték - sajátvektor problémára vezet:

$$(\underline{R}_h - \lambda_1 \underline{E}) \cdot \underline{a}_1 = \underline{0}$$

azaz:

$$\underline{R}_h \cdot \underline{a}_1 = \lambda_1 \cdot \underline{a}_1 \quad \underline{R}_h = \frac{1}{N} \underline{Z}' \underline{Z}^*$$

ahol:

\underline{E} = egységmátrix

N = az elemszám

\underline{R}_h = a megfigyelések redukált korrelációs mátrixa

(Megjegyzés: itt az un. egyedi faktoroktól eltekintettünk: a \underline{Z}' erre utal.)

\underline{a}_1 tehát az \underline{R}_h redukált korrelációs mátrix egy sajátvektora.

Egyéb megszorításokat is figyelembevéve az \underline{a}_1 vektort az \underline{R}_h legnagyobb saját-értékéhez tartozó saját-vektorok halmazából kell kiválasztanunk.

Ez éppen egy $\sqrt{\lambda_1}$ hosszúságú sajátvektor.

Az \underline{A} mátrix második \underline{a}_2 oszlopának meghatározása az \underline{a}_1 meghatározásához hasonlóképpen történik, azzal a különbséggel, hogy \underline{R}_h szerepét az

$$\underline{R}_1 = \underline{R}_h - \underline{a}_1 \underline{a}_1^*$$

un. első reziduális korrelációs mátrix veszi át. A továbbiakban is hasonlóképpen járunk el.

Az így nyert $\underline{a}_1, \underline{a}_2, \dots, \underline{a}_m$ vektorok páronként ortogonálisak, és az eljárás során adódó λ sajátértékekre fennáll:

$$\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_m$$

Az utolsó \underline{R}_m reziduális mátrix értéke zérus, így a fenti eljárás teljes mértékben reprodukálja a redukált korrelációs mátrixot.

A vázolt módszerrel tehát az \underline{a}_{ij} faktorsúlyok - s így - átrendezés után az α_i keresett együtthatók is adódnak. Azaz a mért változók segítségével ez utóbbiak ismeretében a K_i közös faktorok meghatározhatók.

Hogy az ismertett módszerek közül mikor melyiket célszerűbb használni, azt esetenként kell eldönteni. Intézetünkben (Pécsi Orvostudományi Egyetem Egészségügyi Szervezéstudományi Intézet Számítástechnikai Csoport) az elmondottak figyelembevételével dolgoztuk ki a számítógépes adatfeldolgozó programokat.

E programokkal vizsgáljuk szociális körülmények, társadalmi adottságok és a különféle betegségek kapcsolatát.

Segítségükkel elemezzük a koraszülést befolyásoló tényezőket is. Ugyanakkor lehetővé tesszük a klinikákon, kórházakban felgyűlemlett hatalmas adathalmaz korszerű, gyors feldolgozását, áttekintését: kezelési eljárások, gyógyszerhatások és mellékhatások, laboratóriumi eredmények, diagnózisok stb. közti összefüggések felismerését.

I r o d a l o m

- 1.) Ezekiel, M. - Fox, K.: Korreláció és regresszió analízis
(lineáris és nem lineáris módszerek)
Közgazdasági és Jogi Kiadó Budapest, 1970.
- 2.) Prékopa András: Valószínűségelmélet. (Műszaki alkalmazásokkal.)
Műszaki Könyvkiadó Budapest, 1972.
- 3.) Vincze István: Matematikai statisztika. (Ipari alkalmazásokkal.)
Műszaki Könyvkiadó Budapest, 1968.
- 4.) Vita László: A faktoranalízis közgazdasági alkalmazásának lehetőségeiről.
Sigma 1970. III. évf. 2.sz. 127-152 old.

INFELOR Rendszertechnikai Vállalat és Országos "Korányi" Tbc és
Pulmonológiai Intézet

Számítógépes kapnogram-analízis

Széphalmi Géza és Dubay Miklós

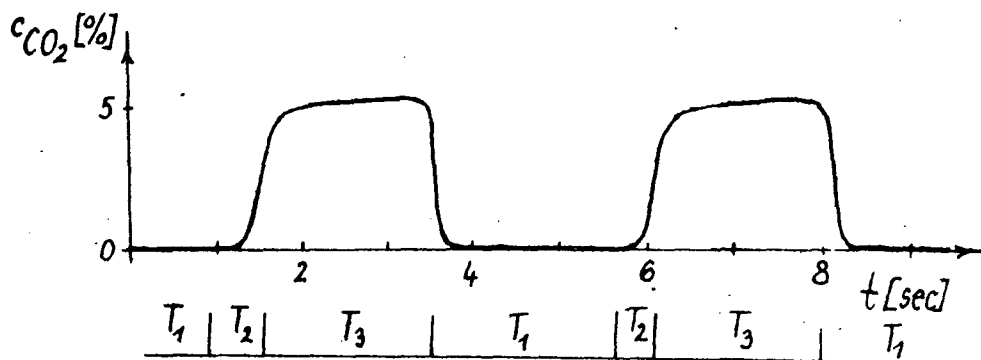
Az INFELOR Rendszertechnikai Vállalat és az Országos "Korányi" Tbc és Pulmonológiai Intézet az elmúlt években széleskörű együttműködést épített ki, amelynek célja a Korányi Intézet és az irányítása alá tartozó országos tudógyógyászati szakhálózat számítógépesítésének előkészítése. E munka három fő területre összpontosul:

- a.) speciális légzésfunkciós vizsgálati műszerek kifejlesztése,
- b.) a kórház és a hozzá tartozó hálózat információs rendszerének feltérképezése és előkészítő elemzése,
- c.) a gyógyító-kutató orvosi tevékenység közvetlen szolgáltatásban álló számítógépes részrendszerek kidolgozása.

Jelen beszámoló egy, a c.) tevékenységi körhöz tartozó téma első lépéseit ismerteti.

Mint ismeretes, a légzés során a szervezet kettős funkciót lát el: széndioxidot ürít és oxigént vesz fel. A kilégzés végén a tüdőben visszamarad kb. 1-1 1/2 liter CO_2 -ben dus, O_2 -ben szegény levegő, belégzéskor ez keveredik a külső légtér CO_2 -ben ritka és O_2 -ben dus levegőjével. E keveredéssel párhuzamosan, ill. azt követően zajlik le a diffúziós jellegű gázcsera a tüdő kapillárisaiban áramló vér és a tüdő alveoláris gáztér között. Ez a gázcsera időben folyamatos, de változó intenzitású - sebessége a pillanatnyi koncentráció-viszonyok függvénye. Fentiek szerint a tüdőben lévő gáz összetétele folyamatosan változik egyrészt a külső levegővel való periódikus keveredés, másrészt a vérrel való folytonos gázcsera következtében. Ezen időbeli koncentrációváltozásokhoz egy térbeli koncentráció-változás is járul, nevezetesen egy adott időpillanatban mások a koncentráció-viszonyok a felső légutakban - ahol csak a külső légtér és az alveoláris levegő keveredése játszik szerepet, de a vérrel való gázcsera nem - és ismét mások a viszonyok az alveoláris gáztérben, ahol a vérrel való gázcsera lejátszódik. Persze itt sem homogén koncentráció-eloszlású a gáz, pl. pathológiás eltérések nagymértékű perturbációkat okozhatnak.

Összefoglalva a fentieket mondhatjuk, hogy a légzési folyamatban résztvevő gáz koncentráció-viszonyainak - pontosabban ezen koncentrációértékek tér- és időbeli változásainak - ismerete a légzési apparátus élettani és diagnosztikai megismerésében döntő jelentőségű. Ebben a kérdésben szolgáltat információkat a kapnográf, amely berendezés a légzésben résztvevő levegő CO_2 -koncentrációját méri és rögzíti. Mivel technikai okokból a levegő-minta vétele a szájon éppen átáramló levegőből történik, a kapnográf által szolgáltatott biogörbét - kapnogramot - úgy kell értékelnünk, hogy az mintegy "letapogatja" a tér- és időbeli koncentráció-változásokat: az időben egymást követő mintavételek más-más tér-részre vonatkozó információkat közölnek. a.) belégzés idején a külső légtérre, b.) a kilégzés elején a külső légutak térségére, c.) a kilégzés többi részében az alveoláris légtérre vonatkoznak az éppen közölt koncentrációértékek, megjegyezve, hogy a tüdő egyes tér-részeihez tartozó áramlási ellenállások értelemszerű sorrendiséget határoznak meg a szóbanforgó tér-részekre.



1. ábra: Egy kapnogram sematikus képe a belégzéshez, továbbá a holttériben és az alveolusokban levő levegő kilégzéséhez tartozó időtartamok feltüntetésével.

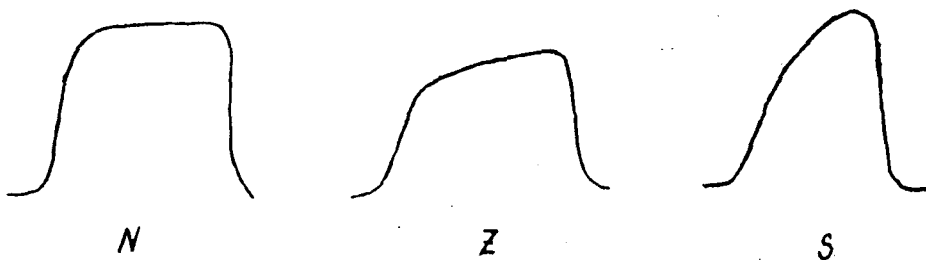
A kapnogramból néhány igen fontos információ közvetlenül adódik: az alveoláris légtér átlagos és maximális CO_2 koncentrációja, stb. Ez azonban nyilván csak töredéke a kapnogramban rejlő információhalmaznak. A légzési folyamat élettanával foglalkozó szakirodalomból ismeretes R. J. van Meerten munkája (Van Meerten, R. J.: *Respiration*, 1970, 27, 552.), amelynek során matematikai modellt épít fel a fenti folyamatra, s ez a modell a kapnogram információt hordozó felszálló ágra és platójára a

$$c\text{CO}_2 = a t + (b - a T) (1 - e^{-t/T})$$

összefüggést eredményezi. Ebben az összefüggésben $c\text{CO}_2$ a széndioxid-koncentrációt, t az időt jelenti, a , b és T pedig élettani értelmezésű paraméterek.

Munkánk egyik célja számítógépes eljárás kidolgozása a fenti paraméterek kvantitatív értékének meghatározására. A függvény paramétereit meghatározó eljárás a legkisebb négyzetek módszerén alapul. A függvény konstrukciója képletszerű összefüggés használatát nem teszi lehetővé, ezért a paramétermeghatározási problémát egyváltozósá transzformáltuk, s ennek megoldására iterációs eljárást készítettünk. A programot PL/1 nyelven írtuk meg.

E munkával párhuzamosan vetődött fel annak lehetősége, hogy az élettani alapkutatás szempontjából érdekes Meerten-féle paraméterek ismeretét diagnosztikai célokra is hasznosítsuk. Ez munkánk másik célja. A jelenlegi klinikai gyakorlat a kapnogramokat három osztályba sorolja. Ezeket szemlélteti a 2. ábra.



2. ábra: a) normál, b) Z-típusú, c) S-típusú pathológiás kapnogramok sematikus képe.

Ebből az osztályba-sorolásból a kishörgők áramlási ellenállására, ventilatio-perfusio aránytalanságra, s egyéb diagnosztikai információkra lehet következtetni. Az egészséges és a kóros görbetypek között sok átmeneti forma lehetséges, így az értékelésben sok a szubjektív elem. Ennek kiküszöbölése a kapnogramok kvantitatív elemzése útján történhet meg, melyre már több kezdeményezés történt (Murányi L. és mtsai: Acta Pediat. Acad. Sci. Hung. 1969, 10, 133, Galgóczy G. és mtsai: Orvosi Hetilap 1972, 113/25/, 1479/).

Az előbb ismertetett Meerten-féle paraméterek ismeretében az egyes kapnogramok formális-alaki jellemzőinek - mint pl. az egyes kapnogramszakaszok időtartamának, meredekségének - meghatározása már nem jelent különösebb nehézséget. Tekintettel arra, hogy munkánk jelenlegi fázisában még nem lehet biztosan tudni, hogy melyik paraméternek lesz lényeges diagnosztikai értéke, a számítógépes programot úgy állítottuk össze, hogy minden, elvileg szóbajöhethető paraméter a függvényanalízis hagyományos módszereivel nyerhető Meerten-féle fiziológiai paraméterekből. Különös figyelmet szentelünk az előzetes orvosi várakozás szerint legtöbbet ígérő paraméternek, a kapnogram minimális görbületi sugarának. Ez a paraméter a kapnogram felszálló ága és platója közötti átmeneti szakasz komplex jellemzője.

Munkánk jelen fázisában az archiv kapnogram-anyag feldolgozása van napirenden. Az archiv anyag analóg formában, saját hálórészre papírcsíkra van rögzítve. A diagramok digitalizálása most még manuális módszerrel történik, epidiaszkópos kivetítés és leolvasás útján. Ez igen munkaigényes kényszermegoldás, tervezzük azonban a mágnesszalagos rögzítést és automatizált digitalizálást. Ennek megvalósítása távlati célunknak - a rutinszerű számítógépes kapnogramanalízisnek - gyakorlati előfeltétele.

POTE Élettani Intézet és MTA Számítóközpont

Kiváltott válaszok számítógépes elemzése

Czopf János, Csáki Péter és Kellényi Lóránd

Intézetünkben megindult off-line számítógépes jelanalízis szükségessé tette a már korábban használatos mintavételi eljárások újbóli precízebb megfogalmazását, az általánosan alkalmazott statisztikai modellek korrekcióját.

A hazai elektrofiziológiai laboratóriumokban is már hagyományosnak mondható mérési elrendezésben vezetjük el a jeleket, regisztráljuk, illetve digitalizáljuk azokat.

Mint ismeretes, az elvezetés fontos minőségi jellemzője a regisztrátum jel/zaj viszonya. Karmos és munkatársai korábban rámutattak a jel/zaj viszony mértékének jelentőségére kiváltott potenciálok analízisében.

A zaj jelenlétéről általában három értelemben tárgyalunk, úgy mint 1.) a mérőrendszerből származó (itt erről nem esik szó), 2.) az EEG háttér-aktivitás, mely DC-változást is tartalmazhat, 3.) a kiváltott válaszban jelenlévő, de a vizsgált jelenséghez sztochasztikusan kapcsolódó random komponensek.

A nem stacioner válaszokat ($f_i(t)$) gyakran jellemzik nem stacioner jel ($s_i(t)$) és független nem stacioner zajkomponensek ($n_i(t)$) additív keverékeként. A modell: $f_i(t) = s_i(t) + n_i(t)$ az átlagolási technika alapjának is tekinthető, hiszen az

$$f(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f_i(t)$$

összefüggés valóban független jel és zajkomponensek esetén N függvényében jól közelíti $s_i(t)$ -t.

Az átlagolás hatásosságával kapcsolatos élmény sokáig feledtetette az egyedi potenciálok variabilitásának problémáját. Igaz ugyan, hogy leírtak módszert a fenti modell alapján nem stacioner jelek átlagai meghatározására a jel/zaj viszony és a mintanagyság függvényében (Bendat, 1964):

$$m(t) = z(t) + k \sqrt{\frac{\sigma_s^2(t) + \sigma_n^2(t)}{N}},$$

ahol $m(t)$ a jelátlag, $z(t)$ a mérési sorozatok átlaga, mely szerint N növelésével a válaszok átlaga adott pontossággal köze-

liti a jelátlagot, de az összefüggésben szereplő bemenő vagy kimenő jel-, illetve zaj-variancia becslése aligha megoldható feladat. Emellett ritka az a kísérlet, ahol a "kiváltott válasz" megismeréséhez N tetszőleges elemszámu lehet és az egy kapott átlagnak még korrekt biológiai tartalma is lenne.

Röviden egy könnyen félrevezető gondolatmenetről: próbáljuk a potenciált közvetlen megelőző - jelet nem tartalmazó - szakaszból becsülni a zaj-varianciát és véve a regisztrált válasz varianciáját az egyes pontokban, a kettő különbsége is jó közelítést adhatna a jel-varianciára. Tapasztalatunk szerint az így vizsgált zaj-variancia a háttér-aktivitástól függően sokszor nagyobbak adódott a válasz-variancia értékénél, ami mind a biológiai, mind a matematikai megfontolás hiányosságára mutat.

Ennek vizsgálatára tekintsük a következő

$$f_i(t) = \left[s_i(t) + n_i(t) \right] + \varepsilon_i$$

modellt. Itt ε_i az EEG háttéraktivitást mint stacioner zajkomponenst reprezentálja. A mérési hiba, mint látjuk, a háttéraktivitás intenzitásától függ. Az analizátor mintavétele (NTA 512/B) ezt az együttes értéket tartalmazza. Átlagoláskor nem is történik semmi hiba, ugyanis ε_i átlaga gyorsan tart zérushoz:

$$\frac{1}{N} \sum f_i(t) = \frac{1}{N} \sum (s_i(t) + n_i(t)) + \frac{1}{N} \sum \varepsilon_i$$

A variancia becslésekor általános esetben viszont a

$$\sigma^2_{f_i(t)} = \sigma^2_{(s_i(t) + n_i(t))} + \sigma^2_{(\varepsilon_i)} + \text{cov}(s_i(t) + n_i(t), \varepsilon_i)$$

összefüggéssel kellene számolni, ami az előzőkhöz hasonló gondokat okozna. Ez esetekben lehetőségünk van az egyes potenciálokat ε_i értékkel zérus referencia pontra transzformálnunk és ezáltal előjel-helyesen mérni a kiváltott válasz egyes pontjainak amplitudó értékét. Így tudjuk a mintánkból inkább a jelet, mintsem a háttér aktivitást vizsgálni. Tehát az analizátor mintavétele további biostatistikai számításokhoz EEG - EEG viszonylatában közvetlenül, EEG-kiváltott potenciál, ill. kiváltott potenciál-kiváltott potenciál viszonylatában a háttéraktivitás intenzitásától függően csak a fenti korrekciókkal alkalmas. Az $f_i(t)$ válasz vizsgálata pedig a hagyományos átlagolási módszerrel nem célravezető, ugyanis az $n_i(t)$ = zaj feltételezését

parciális átlagokkal és további korrelációs modellekkel kell vizsgálni.

A fenti mintavételi eljárással készült programunk a következő két főrészből: a kiváltott válaszokat leíró és azokat elemző program-egységekből áll. A leírás a számított átlagból, szórásból, átlaghibából és variációs koefficiensből áll. Az elemzés során minden pontra vonatkozóan elvégezzük az átlagok egy változós összehasonlítását, eszerint az egyes pontokra megállapíthatjuk, hogy történt-e szignifikáns változás vagy sem. Ez az egyes komponensekre nézve jó összehasonlítást tesz, az egész potenciált tekintve inkább a stabilitásra ad információt.

Adatredukció után a potenciált jellemző szélső értékekkel, esetleg null-átmenetekkel több változós összehasonlítást végzünk a mérési sorozatok átlagai között.

Mint ismeretes, egy analóg jel különböző időpontokban mért értékeit tekinthetjük egy vektor változó különböző elemeinek és így a jel egy n dimeziós térbe egyértelműen leképezhető. Ezek után tekintsük az egyes kiváltott válaszokat a jelvektoroknak, melyek egy n dimeziós teret, a jelteret alkotják.

A két kiválasztott minta identikus pontjaiban történő összehasonlítása multinormális eloszlás feltételezésével, $H_0: D_n^2 = 0$ analízissel történik.

$$D_n^2 = \sum_i \sum_j \omega^{ij} (\bar{x}_{i1} - \bar{x}_{i2}) (\bar{x}_{j1} - \bar{x}_{j2})$$

ahol ω^{ij} az inverz kovariancia mátrix elemei, n a dimezió száma.

Ebből számítva a T^2 statisztikát kapjuk:

$$T^2 = D_n^2 N_1 N_2 / (N_1 + N_2)$$

majd ezt transzformálva, a következő formula szerint

$$F = T^2 (N_1 + N_2 - n - 1) / (N_1 + N_2 - 2)n$$

F eloszlást nyerünk, melynél közvetlenül adott valószínűségi szinteket kapunk a H_0 elvetésére, illetve megtartására.

A fenti módszer jó lehetőséget biztosít akár a megfigyelő szerint kijelölt, akár bizonyos kritériumok szerint utólag csoportosított minták összehasonlítására.

Természetesen jel-analízisünk programrepertoárjának további bővítése folyamatban van, mely már jelenlegi állapotában is hasznos segítséget nyújthat az intézetünkben folyó elektrofiziológiai kutatásokhoz.

I r o d a l o m

Karmos Gy., Martin, J. és Czopf J.: Jel-zaj viszony mértékének jelentősége agyi kiváltott potenciál sorozatok számítógépes értékelésénél. Mérés és Automatika. XIX. évf. 1971. 3.sz. 103-106.

Karmos Gy., Martin J. és Czopf J.: Célszámítógépek alkalmazása bioelektromos jelek feldolgozásában. A számítástechnika orv. tud. alk. 1971. POTE

Cox, J.R.: Special purpose digital computers in biology, Computers in Biomed. Research. Vol. II. Acad.Press. 1965. pp.67-100.

Kendall M.G., Stuart A.: The advanced theory of statistics. Griffin, London 1967.

Bendat J.S.: Principles and Application of random noise theory. New York, Wiley 1958.

Péterfy Sándor utcai Kórház-Rendelő Izotóp osztály, Bajcsy-Zsilinszky
Kórház I. Belosztály

Izotópos májfunkciós vizsgálatok alkalmazása és értékelése
számítástechnikai módszer segítségével

Garas Zsuzsa, Nagy Kálmán és Kanyár Béla

A májműködés rutinvizsgálatai jórészt indirekt módon utalnak a szerv funkciójára, a serum fehérje-frakcióinak megváltozását tükrözik, ezek azonban sok más kórkép velejárói is. A fizikális vizsgálat, a serum bilirubin érték, prothrombin aktivitás, a különböző transzaminase enzimszintek, valamint a máj biopsia útján nyert szövettani vizsgálata adja meg a pontos diagnózis lehetőségét. Ez utóbbi azonban rutinszerűen nem végezhető.

Az alapvizsgálatok pozitivitása esetén ma leggyakrabban a Mc-Donald által módosított 1938-ban leírt BSP (=bromsulfoleín) vizsgálatot végezzük el, melynek pozitivitása a máj laesio biztos jele, hátránya azonban, hogy a vizsgálathoz 3 vérminta szükséges, és pontosságát a vérvételek meghatározott idejének eltolódása lényegesen befolyásolja, ami a gyakorlatban sokszor kétséssé teheti a vizsgálat eredményét.

Hasonló tulajdonsággal bír, tehát a májműködés függvényében, csak az epén keresztül választódik ki a bengálvörös is. Mendeloff igazolta, hogy csak a máj polygonális sejtjei választják ki az anyagot (1949). Ennek ellenére az általános klinikai gyakorlatban szinte kizárólagosan a bromsulfoleín-próba használatos.

A májfunkció izotóp-vizsgálatai során a jelzett BSP-vizsgálattal szemben inkább a I-izotóppal jelzett bengálvörössel végzik a vizsgálatot, melyet Taplin és munkatársai vezettek be a gyakorlatba.

Az izotóp-vizsgálat kettős előnye az, hogy metodikánkkal kiküszöbölődik a vérvételi idők eltolódásából származó hiba lehetősége, a vizsgálat vérvételek nélkül is kellő pontossággal végezhető, valamint mód nyílik a vizsgálat során a folyamatos detektálásra, a két BSP értékkel szemben a görbe dinamikájának elemzésére is.

A 125 I-izotóppal jelzett bengálvörös vizsgálatot 75 betegen 78 alkalommal végeztük, a beteg súlya alapján 50-100 μC közötti aktivitású vizsgálati anyaggal. A vizsgálat során az izotóp aktivitást két helyen, a carotis, valamint a máj felett, egyes esetekben, amikor elzáródásos icterus lehetősége merült fel, a belek felett is detektáltuk. A vizsgálatot a beadást követően 30-60 perc között folyamatosan végeztük.

A vizsgálat hagyományos kiértékelésénél a carotis felett mért aktivitás felezési idejét, illetve a 20/5 perces hányadosot határozzák meg. Kóros májműködés esetén e két érték növekedést mutat a normálhoz képest.

Vizsgálati eredményeink, melyek az első táblázaton láthatók, egyezést mutatnak Nordyke és munkatársai irodalmi adataival. (Nordyke, 1959).

I. táblázat

	T/2 min	20 min/5 min
Normál	$9,5 \pm 4,2$	$0,33 \pm 0,10$
Cirrhosis	$16,2 \pm 5,9$	$0,62 \pm 0,09$

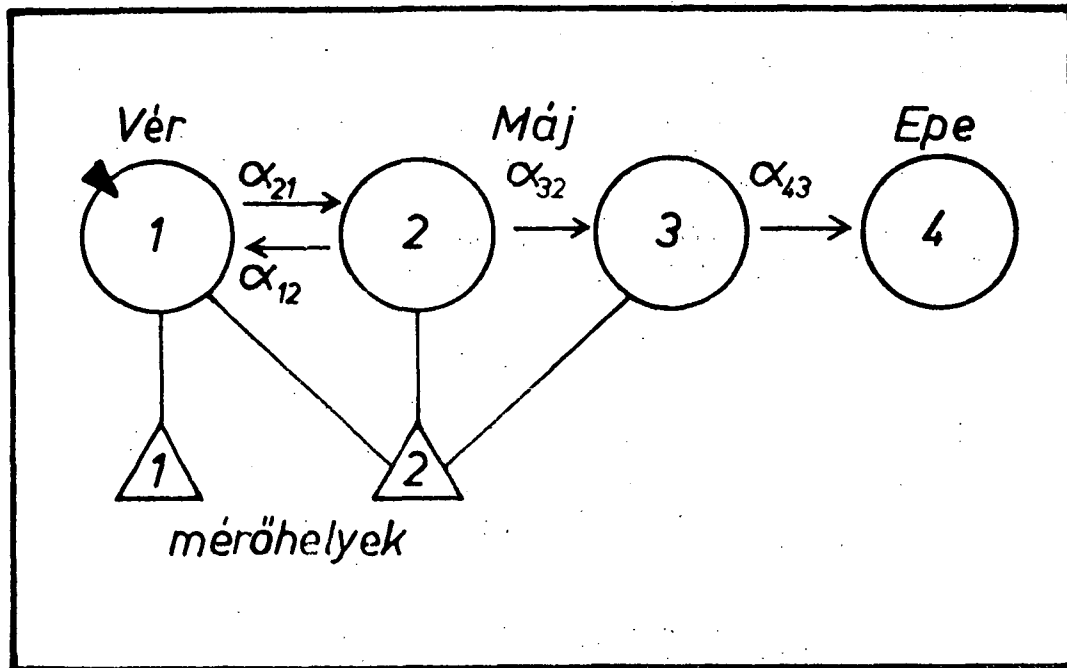
Az anyag vérből való eltűnése a májműködés függvénye, így az aktivitás felezési idejének, illetve a 20/5 perces hányadosnak a megnövekedése a májműködés laesioját jelzi.

Az eddig tárgyalt két paraméter a véraktivitás csökkenésére jellemző.

Várható, hogy a máj feletti aktivitásváltozás illetve a kettő együttes értékelése pontosabb differenciál-diagnosztikai lehetőséget ad. A most ismertetendő eljárásunknál mindkét görbe dinamikáját figyelembe vettük.

Ujabbán elterjed a véraktivitási görbe exponenciális komponensekre bontása, valamint a rekesz struktúra feltételezésekor kapható transzport együtthatók kiszámolása is. Waxman munkái alapján feltételeztük, hogy a bengálvörös metabolismus négy rekeszes tracerkinetikai modellként fogható fel. (Waxman, 1971).

Az eddig ismertétett, és nagyon egyszerűen számolható $T/2$ és $20/5$ perces hányados mellett Kanyár és munkatársai előadásában ismertett transzport együtthatókkal is számoltunk. A feltételezett rekeszmodell az első ábrán látható.



1. ábra

Az egyik rekesz a vér; a májban két rekeszt feltételeztünk, az egyik a polygonális sejtek tömege, a másikat az intrahepatikus epekapillárisok alkotják, negyedik rekeszként pedig a nagy epeutakat fogtuk fel.

Az ábra szerint a vérbe juttatott és izotóppal jelzett bengál-vörös α_{2-1} sebességgel a máj első rekeszébe kerül, ahonnan α_{2-1} sebességi állandóval visszakerülhet a vérbe. Ezt a visszaáramlást fel kell tételeznünk, ugyanis a véraktivitás csökkenése nem egy exponenciális komponens szerint történik. A májban belüli transzportra az α_{3-2} a jellemző, az epe kiválasztás pedig α_{4-3} sebességgel megy végbe.

Az első detektor a carotis felett, a másik a máj felett méri az aktivitást. Így egyikkel csak véraktivitást mérünk, a másikkal a két májrekesz és a vér aktivitását együtt.

A bengályvörösnek a rekeszek közötti koncentráció változását állandó együtthatóju lineáris differenciál egyenletrendszerrel írtuk le. A feltételezett modell és a mért görbék illesztését a Számítástechnikai Koordinációs Intézet Siemens 4004-es gépén végeztük. Egy méréssorozatot illesztése 0,5 - 3,0 perc gépi időt vett igénybe, a mérőpontok és az iterációs lépések számának függvényében.

A transzport együtthatókat összesen 42 esetben határoztuk meg. A 42 eset közül 11-nél a számítógép eredményét nem fogadtuk el a rossz illeszkedés miatt.

A második táblázaton a májbetegségek függvényében látható az α_{1-2} és α_{2-1} transzport együtthatók átlaga és szórása, illetve hányadosa.

II. táblázat

	$\alpha_{1-2} \frac{1}{\min}$	$\alpha_{2-1} \frac{1}{\min}$	$\alpha_{2-1}/\alpha_{1-2}$
N	$0,024 \pm 0,007$	$0,114 \pm 0,025$	$5,00 \pm 1,46$
C	$0,028 \pm 0,007$	$0,063 \pm 0,020$	$2,50 \pm 1,22$

A fentieken kívül az eredményeket koordinátarendszerben is ábráztuk. Az ábra szerint α_{2-1} és α_{1-2} koordinátarendszerben a normál esetek elkülönülnek a májlaesios csoporttól.

Az α_{3-2} és α_{4-3} együtthatók esetén ilyen csoportokat nem tudunk megkülönböztetni. Retrospektíve átgondolva vizsgálatainkat, ennek okát a vizsgálati idő rövidségében találjuk, ugyanis a harmadik, illetve a negyedik rekeszben történő bengályvörös transzport a vizsgálatok végére esik, különösen cirrhotikus betegeknél, ahol a máj feletti aktivitási görbe elhúzódó a normálhoz képest. Hogy e két érték diagnosztikus jelentőségű legyen, az eddigieknél hosszabb ideig kell a máj feletti aktivitási görbét regisztrálnunk.

Több, esetleg pontosabb együtthatóérték esetén felmerülhet a matematikai cluster analízis igénye is. Jelenlegi stádiumban inkább tevékenységünk irányát és célját kívántuk bemutatni, semmint eredményeinket.

Továbbá meg kell gondolni, hogy a számítógéppel kapott információk mennyiben adnak több segítséget az egyszerűen számolható paraméterekhez képest. Ennek ismeretében lehet csak dönteni az eljárás általános bevezetéséről és a kutatásról áttérni a gyakorlati alkalmazásra. Bizunk benne, hogy a további vizsgálatok során különböző típusú májbetegségek differenciál diagnosztikájában újabb lehetőséget ad most ismertetett módszerünk.

I r o d a l o m

Robert A. Nordyke, and William H. Bland: Blood Disappearance of Radioactive Rose Bengal-Rapid Simple Test of Liver Function. Los Angeles J.A. M.A. 170-10-1959.

Leon Schiff: Diseases of the Liver. J.B. Lippincott Company Philadelphia and Montreal 132-150.

Sheila Sherlock: Krankheiten der Leber und der Gallenwege J.F. Lehmanns Verlag München 1965. 27-30.

Dr. Somogyi, dr. Policzer, Dr. Nagy: Radioaktív izotópok diagnosztikai alkalmazása. Medicina 1968. 237-247.

Alan D. Waxman, Peter A. Leins, and Jan K. Siemens: Computer Method for the Interpretation of Rose Bengal Kinetics. Computer and Biomedical Research 1971. IV. kötet.

Balatonfüredi Szívkórház, Veszprémi Vegyipari Egyetem Matematika
Tanszék, Veszprémi Egyetemi Számítóközpont

A radiokardiogramm kiértékelésére kidolgozott egyszerűsített számító-
gépes eljárás

Horváth Mihály, Csontos Miklós, Tomor Benedek, Szabó Domonkos
és Delzsényi Miklós

A Szívkórházban végzett szelektív kvantitatív radiokardiográfia
komputeres kiértékelését a Veszprémi Vegyipari Egyetem ODRA 1204
univerzális digitális számítógépén BCD kódban, ALGOL nyelven prog-
ramozva kezdtük el (1).

SZÁMÍTÓGÉPES KIÉRTÉKELÉS FELTÉTELEI, KELLÉKEI.

az algoritmus leírata	legegyszerűbb pl. vértérfogatmérő
A HKG közvetlen digitális tárolása vagy	pl. NTA 512 analízátorral multisc.
magnóról analízátorra betáplázva	pl. EFKI rad.cirk.gr. magnójáráról
biológiai analog jelek A/D konvertálása	közvetlen vagy magnóról az NTA 512
	konverterén keresztül adresa-ben
koordinátozó és inkrementális plotter	pl. EFKI koordinatográfja
Univ.digit.szám.gépbe való bevitelre	pl. NZ 306M és PerfoMOM 30
lyukszalag készítés /v.magnó kódszalag/	legegyszerűbb formában ODRA 1204-
számító-ellenőrzés adatainak tárolása	pl. EKG-triggerelt multiscal. re
átlagolással	radiokardiográfiánál
Az információk felharmonikusok kifejt.	frekvencia-analizátor révén
szűrés és átvitel	

NUKL. KARDIO-PULM. DIAGNOSZTIKÁBAN EDDIG KIKENÉZOTT HAZAI
KOMPUTERIZÁLT MEGOLDÁSOK.

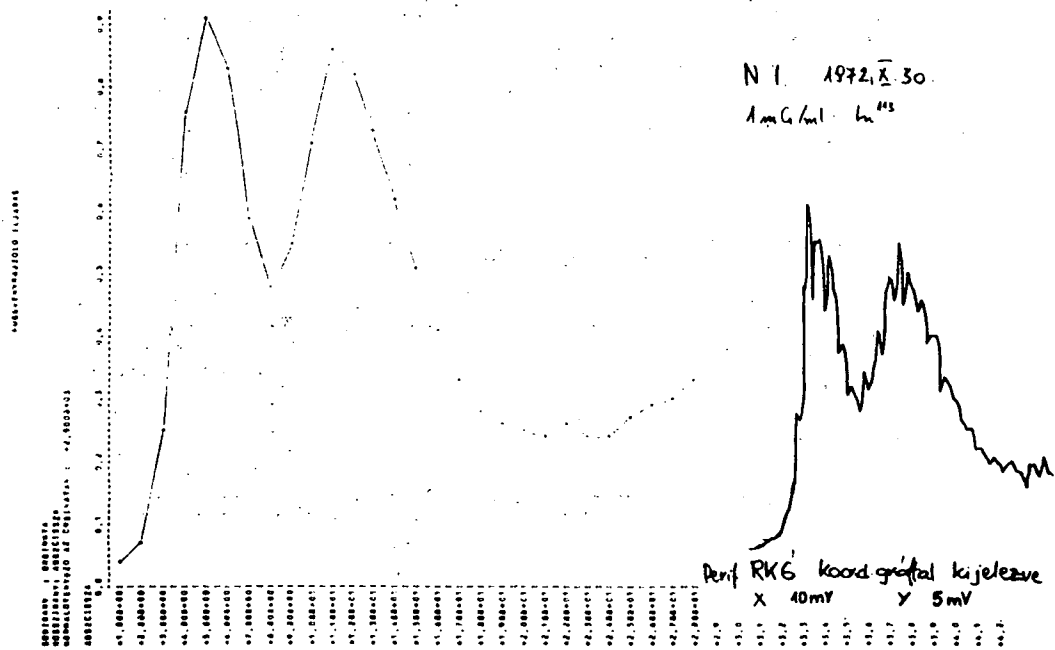
EMG, RPM és KVYt.M mérő-progr.	Gamma Művek /Csernay L./ progr. EMG vértérfogatmérő óélkomp.
Integrátoros radiocirkulográf kieg. magnó- és szám. óélkomp.	Soros programozásban digit. logikai elemekből felépít. /Horváth P., Somogyi Gy./
Radiokardiográfia	Hazai sokasatorként analíz.-ra átlagolási üzemmódban adapt. /Horváth M., Horváth P./
Univ.digit.szám.gépben történő komplex szelekt.kvant.rad.kardiográfiás ért.	Veszpr.Vegyip.Egyetem Szám.g. Kp.-jának ODRA 1204 gépére BCD-kódban programozva /Horváth M., dr.Tomor Benedek, Szabó Domonkos/

1. ábra

A folyamatot leíró algoritmusról konkrétan a későbbiekben
szólunk. A digitális kijelzés nukleáris indikáció esetén multiscaler

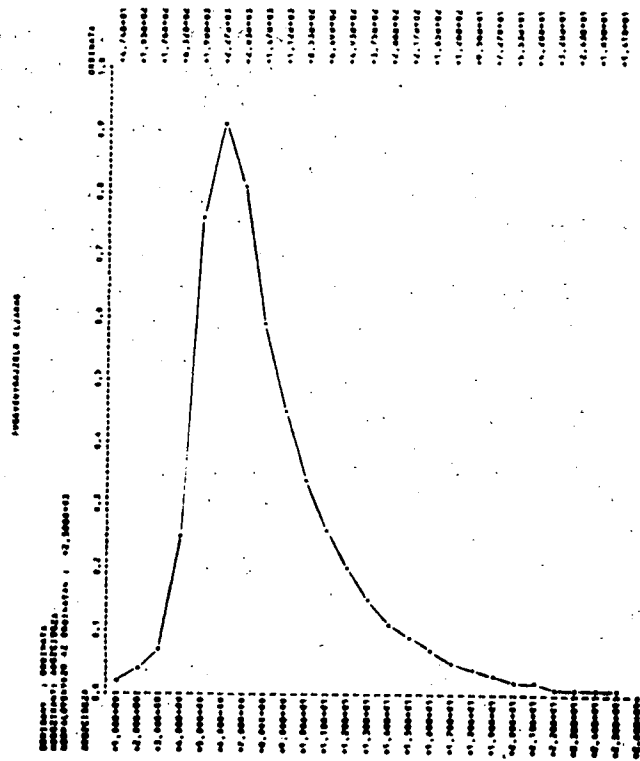
formában adva van, míg biológiai jeleknél analóg/digitál konverziót eszközöltünk. Az analizátor tárában lévő információknak számítógéphez továbbításakor legegyszerűbb eljárás az általunk is gyakorolt lyuk-szalag-készítés. A Szívkórház izotóp laboratóriumában a többcsatornás (analóg) magnetofonon tárolt információknak az analizátorba való bevitelét, inkrementális koordinatográfon való kiírását és sornyomtatóval való kinyomtatását is megvalósítottuk, mely utóbbi révén a komputert ellenőrizni tudjuk. Off-line követelményre egyelőre az NZ-306M interface és a Performom-30 még megfelel.

Az algoritmust illetően a Donato vezette Pisai Iskola már másfél évtizede tisztázta, hogy a szelektív kvantitatív radio-kardiográfia kapcsán vizsgált jelenség az irreverzibilis, indiszkriminált turnover kategóriába tartozik, más indikátorokhoz hasonlóan a nyomjelző továbbhaladásakor dilúció következik be és az izotóp a szívet exponenciális ürülési függvény szerint hagyja el. A nyomjelzőt a jobb-szívfélbe adva, az a tüdő párhuzamos áramlási pályáin szétszóródik, majd konvolválódva kerül ismét vissza a balszívfélbe (2). Mire azonban a teljes indikátor-mennyiség a balszívfélet elhagyja, a szcintillációs detektor látóterében jobboldalt már megjelenik a recirkuláció, amelynek logaritmikus extrapolációval való leválasztása a primer görbéről a kiértékelés elsőszámu nehézsége.

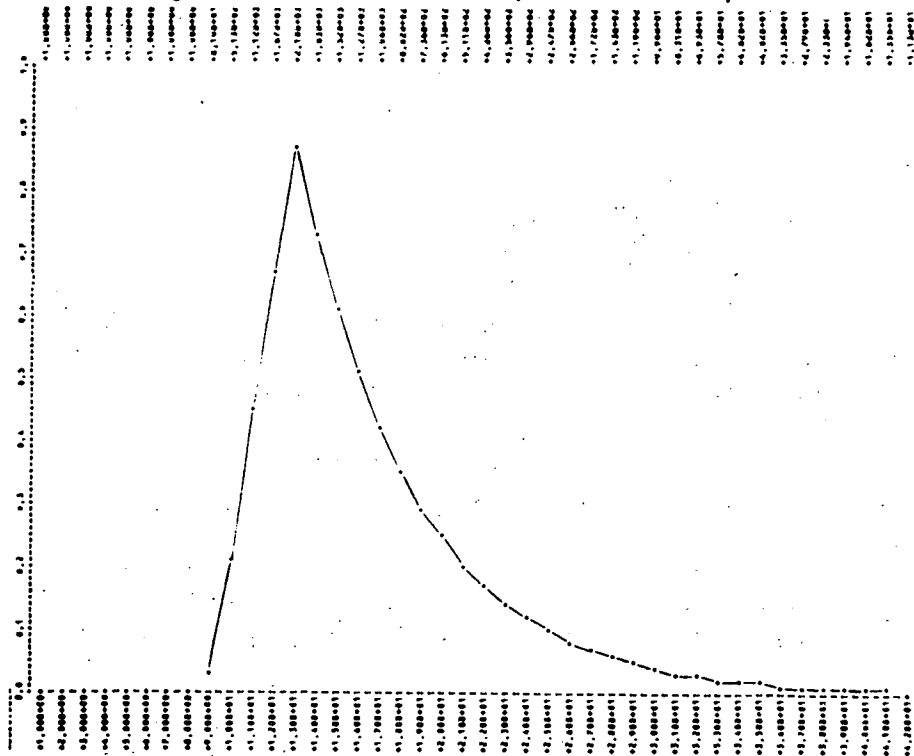


2.a. ábra
Számítógépes feldolgozásból nyert
globál RKGm

2.b. ábra
Analizátorral közvetlenül
felvett globál RKGm koordinatográffal való megjelenítése



A globál RKGm leválasztott jobb-szívfél komponense



A globál RKGm leválasztott bal-szívfél komponense

Korábban az Urülési szakaszt különféle közelítésekkel határozták meg: festék-dilúcióra Bánsághy és mts.-ai (3) a csúcs-koncentráció 60 %-os értékét 1,477-tel szorozták, ami közel áll ahhoz, mintha a $T_{1/2}$ -értéket turnover-szerűen 1,44-gyel szorozták volna. Donato és mts.-ai (4a - 4b) a kiértékelés szempontjából nehezebben kezelhető izotópos görbén lényegében eszerint jártak el, midőn a bal Urülési exponenciális kezdetétől következő A_2 -területet Lilienfeld-Kovach transzlációval kezelték, ill.

$$A_2 = C_0 \frac{T_{1/2}}{0.693} \quad \text{alapján számolták, ahol}$$

C_0 a bal exponenciális kezdetén lévő aktivitás, ill. impulzus-szám

$T_{1/2}$ ezen aktivitás feleződési ideje.

Számítási eljárásunk szintén felhasználta az Urülés elméletileg exponenciális jellegét. Ennek megfelelően az aktivitás-időgörbe Urülési szakaszai fél-logaritmikus rendszerben egyenesek. A mérési pontokra ezeket az egyeneseket a legkisebb négyzetek módszerével illesztettük: a jobb-szívfélre ez közvetlenül a mérési adatokból adódott. Ezután a jobb-szívfélet leválasztottuk a globális görbéről és a visszamaradó bal-szívfél görbén ugyanezt az illesztést alkalmaztuk. A részgörbék impulzustartalma megfelel a geometrikus kiértékelésben szereplő görbealatti területeknek, és a számítógépnek csupán összegeznie kell az értékeket (2. ábra).

Egy kérdés azonban még ilyenkor is vitás maradhat, a csúcs-aktivitás hány %-ig történjék az integrálás. Természetesen miután a háttér már előzőleg levontuk, magunk a 2 %-os vágási szintet fogadtuk el, megjegyezzük azonban, hogy a jobb és bal görbe impulzus-tartalmainak aránya 5 %-os levonás esetén is csupán minimálisan tér el a 2 %-os levonásától.

Miután a mérés pulzáló rendszerben eszközöltetik, az időtengely dimenziója nem csupán másodperc, hanem ciklustartam is, az értelmezést és mérési pontosságot pedig kimondottan segíti, ha a radiokardiogram súlyozása ciklus-átlagok szerint történik.

Esetünkben erre az ad módot, hogy a felvétel kezdetén a mágneses szulagra rávitt marker által indítva az analizátort, szinkronban tudjuk egymás mellé hozni multiscaler üzemmódban a radiokardiogramot és address üzemmódban a radiokardiogram felvétele közben regisztrált elektrokardiogramm R-hullámainak csúcsait. Tekintve, hogy 200 milliszekundum csatornaidő mellett egyes tűskék a csatornahatárra kerülnek és 2 csatornában összegeződnek, a kezdő felfutás után a

számítógépes kiértékelésnél mintegy 250 milliszekundumnyi tiltást kell alkalmazni az interferenciák elkerülésére.

Ily módon kétféle radiokardiogramunk van:

1. direkte az analizátorba, 2. magnetofonról bejátszott az analizátorba. Tekintettel a direkt regisztrálás nagyobb pontosságára, arra is módot találtunk, hogy a kétféle radiokardiogramot a számítógéppel csúcsaikon illesztve fedésbe hozzuk és egyszersmind a magnetofonos ciklus-szinkronizálást is megvalósítjuk.

Horváth Péter (5) korábbi radiocirkulográfus megoldásához hasonlóan, mi is soros programot követünk. Hogy rövid felezési idejű izotóppal is dolgozhassunk, az injiciált aktivitás 500-szoros higitását furatos kristályban idő-referensként használjuk. Prekardiális detektorral csak a primer radiokardiogramot és az ekvibrációs szintet mérjük, ezt viszont, amennyiben parallel ratemeter-kontroll mellett úgy ítéljük meg, több időpontban is, hogy az extravazációs 0-korrekciót elvégezhessek. A mérés öttekinthetőségét fokozza, hogy perctérfogat-számító képletünkben a törtekben azonos mérés-technikával nyert prekardiális, ill. furatos-kristálybéli tagok kerülnek egymással szembe. (3. ábra).

Prekardiálisan hátter		Furatos kristályban hátter gyakorlatilag 0
radiokardiogram	0 időpont	referens in vitro akt. 500x-os higitásból 2 ml
RKG ekvibráció	10 perc	idő-ref. in vitro akt. 10p. re 0,5 % 240x-szám
	videó kártya anal. szand.	500x-os higitásból 2 ml-e
	korrekció	kecsketer 20 fecskendő
	kecsketer anal.	200-01, 0, 0, 2 ml-e
	RF. szand.	ekvibráció, vor 2 ml-e
Direkt mérés a magnetofonról 100 ms. időtartamúval radiokardiogram		
$P_{tr} = \frac{KVL \cdot \text{korrekció} \cdot \text{ekvibráció} \cdot \text{akt.}}{\text{primer RKG akt. akt.} \cdot \text{prim. ciklusidőtart.}}$		
$0,83$		
amely 0,83 az ekstrakardiális akt. korrekció / ekv. időtartam. jelentős		

3. ábra

A perctérfogat-számítás egyszerűsített menete

A sornyomatóval kijelzett paraméterek közül legfontosabbak: perctérfogat, szív-index, (effektív) keringő vérmennyiség, a perctérfogat és keringő vérmennyiség hányadosaként a Wollheim index, vérőtfogat, a jobb-szívfél vég-diasztolés térfogata és reziduális vérmennyisége, a tüdőbeli átlagos keringési idő és tüdőbeli átlagos vérmennyiség.

A tüdő-adatoktól eltekintve az eddig elvégzett komputeres kiértékelések és a kinyomtatott adatokból való utánszámítás a különféle paraméterekben a korábban megállapított metodikai szórás határain belül voltak. Elfogadható volt az egyezés azon esetekben is, ahol az izotópot nem mikro-katheren keresztül egyetlen aktivitáscsomagként a jobb-szívfélbe vittük be, hanem a könyökvémába injicáltuk. (Természetesen ilyenkor már a szív előtt megkezdődő diszperzió az ürülési iránytangenseket bizonytalanabbá teszi.)

A tüdőbeli átlagos keringési időt Giuntini (6) értelmezésében adtuk meg, kiindulásként azt az időpontot választva, midőn a jobb csúcs-aktivitás e - ed részére, azaz 37 %-ára csökken, és a bal csúcsig terjedő időtartamot ettől számítottuk.

Eddigi kiértékeléseinkben a szokványoshoz képest jóval rövidebb időket kaptunk, úgyhogy a jobb-szívfél görbe valószínűleg jobban illeszkedő simítására, legalább is a 37 %-os szinten, a jövőben a Thompson-formulával is megpróbálkozunk (7). (4. ábra.)

A radiociklográfiás programunk elkészítése előtt szükségesnek tartottuk a mérés statisztikus pontosságának elemzését, Horváth P. és Somogyi Gy. (8) megfontolása szerint.

Az általunk radiociklográfiás célra bevezetett Indium ^{113m} rövid felezési idejű generátor-termék 1,5 - 2 millicurie nagyságrendben való bevitelével a beütésszám-hozam és így a statisztikai pontosság is jelentősen javult, rövidült a mérési időtartam és már terheléssel kombinált radiociklográfiára is az eddiginél megnyugtatóbban nyílt mód. Programunk kidolgozásakor el kellett döntenünk, hogy minden terhelési fokozaton fix beütésszám elérésére törekszünk a statisztikai pontosság azonosítása végett, avagy fix-számu átlagolást eszközölünk, miáltal a statisztikai pontosság időben valamelyest ingadozik. Itt nem részletezendő okokból a fix-ciklusszám megoldást választottuk. (5. ábra.)

A felhasznált Thomson-formula

$$C/t = k/t - AT/\alpha \cdot e^{-t/\beta - AT/\beta} \quad \text{ahol}$$

t az indikátor injektálása utáni időpont

C/t indikátor koncentráció t időpontban

k skála faktor konstans

AT a dilúciós görbe kezdeti időpontja

α és β az eset az ritka paraméterek.

$$\int C/t \, dt = k \beta^{\alpha+1} t / \alpha + 1 /$$

$$kp. \text{ tranzitidő} = AT + \beta / \alpha + 1 /$$

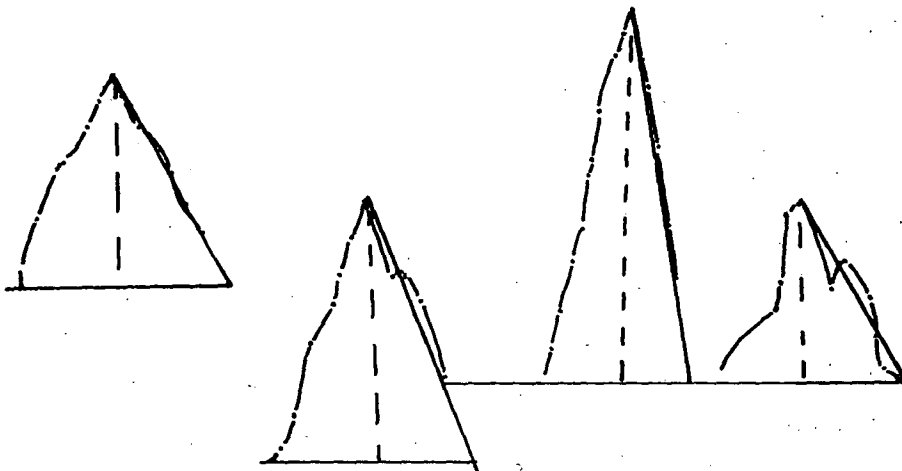
$$\text{Görbecsúcs-idő} = AT + \alpha \beta$$

$$\text{Csúcs-konc.} = k \alpha \beta / \alpha + 1 /$$

végül s^2 Karner-Shillingford szerint $\beta^2 / \alpha + 1 /$

4. ábra

Thompson-formula



5. ábra

Terheléses radiociklogramm angina pectoris szindromában fekvő testhelyzetben 3 percig tartó 80 Watt ergometriás-terhelésben.

Bal oldalt nyugalmi helyzet 80/p. szív-frekvenciával

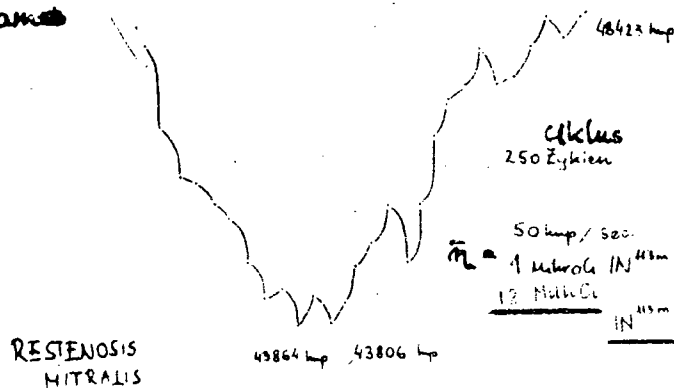
2.RCGm a terhelés 1-3.percében készült 120/p. szív-frekvencia mellett

3.RCGm közvetlenül a terhelés befejezte utáni 1-1.5 percben

jobb oldalt a terhelés utáni 3-3.5 percben felvett un.megnyugvási RCGm



ciklogramm



ciklus

100
Zyklen
Zeit

Mech
Syst

Syst %

Radiociklographie

840 MS

280 MS

33%

Ciklogramm

R Kammer

840 MS

280 MS

33%

j. kamrai nyomás
görbe

6. ábra

Jobb-szívfélre felvett nyomás/térfogat diagramm restenosis mitralis-ban.

Felül: Grandjean mikrokatheterről az analízátor A/D konvertje révén digitálisan felvett és ábrázolt jobb-kamrai nyomásgörbe.

Alul: 1,2 millic Ci 113m beadása után 50 imp./mp./ μ Ci detekt.hatásfok mellett 250 átlagolásból közvetlenül az analízátorral regisztrált és koordinatográfon megjelenített RCGm

\propto a gyors-kihajtás irány-tangensét jelzi.

A mechanikus szisztolé-tartam a nyomás és térfogat-görbéről egyaránt 33 %-ra adódik.

Miután a radiociklográfia értékét elsősorban a nyomás/térfogat diagrammok irányába történő kombinálhatóság jelenti, kidolgoztuk a mikro-katheterrel regisztrált jobb-kamrai nyomásgörbe sokcsatornás analízátoron történő digitalizált megjelenítését, sőt legújabbán EKG R-hullámával triggerelt szinkronizálást is (Horváth M., Csontos M., Debrőczy T., Ludvig K.) (9).

A 6. ábrán a jobb-szívfélre vonatkozóan tüntettünk fel nyugalmi körülmények közt felvett un. szívcompliance diagrammot. Míg ezt demonstráljuk, tudatában vagyunk annak, hogy még a jobb-szívfélre vonatkozó komputeres számítástechnika is sok normálást és korreláció-elemzést kíván, nem is szólva a haemodinamikai szempontból sokkal jelentősebb bal munka-szívfélről.

A radiokardiogramm komputerizált kiértékelésének végcélja egy un. standard-görbe szimulálhatósága és az ahhoz való számítógépes komparálás. Ugy tűnik, hogy a Szívkórház izotóp laboratóriumának másfél évtizedes munkája és az időközben felgyűlt csaknem ezer betegre kiterjedő tapasztalat jó alapot szolgáltathat mindehhez. Míg munkánkat megindítottuk, reméljük, hogy idővel az izotóp laborban lévő perifériás előkészítő gépparkunk korszerűsödik és hálózaton történő adat-továbbítással közvetlen kapcsolatba is kerülhetünk a Veszprémi Számítógép Központtal.

I r o d a l o m

1. Horváth Mihály: Cél-automatikák és számítógépes adatfeldolgozási törekvések a Balatonfüredi Állami Szívkórházban.
Orvos és Technika 10, 1, 6, 1972.
2. J.B.Bassingthwaighe: Circulatory transport and the convolution integral. Mayo Clin.Proc. 42, 137-153, 1967.
3. Bánsághy László, Schwarzmán Pál, Fenyő István, Frey Tamás:
Kvantitatív célszámítógép a szívperctérfogat vértelen meghatározására.
Mérés és Automatika 19, 93, 1971.
- 4.a.G.Gigli, L.Donato, G.Bartolomei, R.Blanchi:
L'impiego dei radioisotopi nello studio dell'emodinamica e importanza delle nuove metodologie nella semeiologia cardiocircolatoria.
Minerva Nuclera 1, 1, 1957. Ed. Minerva Medica.
- 4.b.R.Blanchi, L.Donato:
L'esame della circolazione centrale.
I radioisotopi nell'indagine medica.
Ed. Minerva Medica 1960.
5. Horváth Péter: A vértérfogat és perctérfogat automatikus meghatározása.
Nukl.med.-ban alkalmazott módszerek és eszközök konferencia II. 44/1-5, 1968.
6. C.Giuntini, M.L.Lewis, A.Sales Luis, R.M.Harvey:
A study of the pulmonary blood volume in man by the quantitative radiocardiography.
J.Clin.Invest. 42, 10, 1589, 1963.
7. H.K.Thompson, F.Starmer, R.E.Whalen, H.D.McIntosh:
Indicator transit time considered as a gamma variate.
Circ.Res. 14, 502, 1964.
8. Horváth Péter, Somogyi György:
A szívtérfogat változásának vizsgálata radioaktív izotóppal.
Mérés és Automatika 19, 99, 1971.
9. Horváth Mihály, Debrőczy Tibor, Ludvig Károly (Csontos Miklós):
Nuklear- und farbstoffindizierte Belastungsuntersuchungen in der Rehabilitationsbeurteilung der Herzkranken.
Referat an der 10. Jahrestagung der Gesellschaft Nukl. Med. Freiburg Sept. 1972.

Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola, Budapest

TPAi kisszámítógép alkalmazása orvosi mérések adatainak feldolgozására

Iványos Lajos

Ismeretes, hogy a Kandó Kálmán Főiskola műszer-automatika szakán orvosi elektronikus műszerkonstrukció irányú képzés is folyik.

Ennek előkészítése és fejlesztése során kerültünk kapcsolatba több orvosi kutatócsoporttal, melyek munkájához szükségessé vált számítástechnikai eszközök és módszerek alkalmazása.

Olyan műszeres módszerek kidolgozására van szükség, amelyek képesek elegendő információt szolgáltatni valamely élettani folyamatról. A módszerek kidolgozásához analizálni kell a mérhető paramétereket és ezek kapcsolatát. A paraméterek hagyományos regisztrálása módot ad egyszerűbb összefüggések, szélsőségek megállapítására, de jobb eredmények csak az adatok közötti összefüggések komplex matematikai értékelésétől várhatók.

A Számítástechnikai Tanszék munkacsoportja a számítástechnikai feladatokat három csoportra osztotta:

- a.) Régebbi diagramok formájában rendelkezésre álló regisztrátumok feldolgozása digitális számítógépen.
- b.) További feldolgozás céljára - közvetlenül számítógépbe tölthető formában - az élettani folyamattal párhuzamosan történő adatrögzítés megoldása.
- c.) On-line számítógépes feldolgozó rendszer megtervezése.

A feldolgozáshoz és a további munkához a KFKI gyártmányú TPA, illetve TPAi kisszámítógépet választottuk, mivel a birtokunkban lévő többi hazai gyártású számítógép nem rendelkezik a célnak megfelelő alapsoftware-rel.

Software alapnak a TPAi kisszámítógép FOKAL konverzációs rendszerét választottuk, ez ugyanis lehetővé teszi a kísérleti időszakban gyakran szükséges programmódosítások egyszerű végrehajtását is.

Az előkészítő munka során tipikus problémával találkoztunk: a gyakorlatban használt definíciók többsége nem alkalmas, vagy nem elég pontos a problémák számítástechnikai megfogalmazásához. Az orvosok és számítástechnikusok csak több konzultáció és vita után tudnak megegyezni a mindkét szempontból megfelelő fogalmakban.

Analóg regisztrátumok digitalizálása során megállapítottuk, hogy ezt az előkészítő fázist szükségszerű automatizálni. Örömmel hallottam a Műszeripari Kutató Intézetben készített ilyen berendezésről Rozs Gábor itt elhangzott beszámolóját.

Tanszékemen - közvetlen feldolgozásra alkalmas regisztrálás céljára - elkészítettük egy lyukszalagos adatrögzítő berendezés kísérleti példányát és megvizsgáltuk az egyszerűen elérhető magnetofon-választékot.

A nagy zajszint miatt csak nagyobb távolságra elhelyezhető lyukszalós berendezés vezérlésével, az analóg mágnesszalagos rögzítéshez szükséges modulátor és demodulátor egységekkel kapcsolatos vizsgálatokat összekapcsoltuk az on-line orvostechnikai számítógép-alkalmazások feltételeinek vizsgálatával.

Megállapítottuk, hogy hazai gyártású számítógépeink orvostechnikai alkalmazásának a költségkihatások mellett alapvető korlátja, hogy nem rendelkeznek olyan egyszerűen kezelhető perifériával, amely különféle formájú analóg jelek fogadására, állapotok érzékelésére és kapcsoló jelek előállítására alkalmas volna.

Ezért kidolgoztuk egy általunk "LABORHIBRID"-nek elnevezett moduláris felépítésű byte szervezésű számítógépperiféria rendszertervét, a főbb modulok áramköri tervét és tanszékem szabad kapacitásának megfelelő ütemben készítjük az egyes modulokat (1. ábra).

TPAi illesztő modul
Kettős A/D konverter
Kettős A/D konverter
Kettős A/D konverter
Kettős A/D konverter
Digitális input-output
Digitális input-output
Kettős digitál-analóg konverter

1. ábra

A LABORHIBRID fő egységei:

- Műszerdoboz beépített tápegységgel
- kettős A/D átalakító modul
- 8-8 bites digitális input/output /DIO/ modul
- Vezérlő és illesztő modul

Az utóbbi illesztő funkcióit a már említett software szempontok miatt most a TPAi számítógéphez készítjük. Meg kell azonban említenem, hogy bármely más típusú számítógéphez történő illesztésnél csak ezt a modult kell kicserélni a LABORHIBRID-ben.

A 8 darab analóg bemenet 8-9-10 bites konverzióra kapcsolható $25 \mu s$ - $50 \mu s$ - $100 \mu s$ konvertálási idővel, így a párhuzamos működéssel 10 kHz feletti mintavételi frekvencia is elérhető.

Kiegészítő egységek:

- Kettős előerősítő modul
- A/F konverter modul
- F/A konverter modul
- Kézi kapcsoló modul
- Relés elosztó modul
- Méréspontváltó modul
- Vezérlő és szalag lyukasztó vezérlő modul.

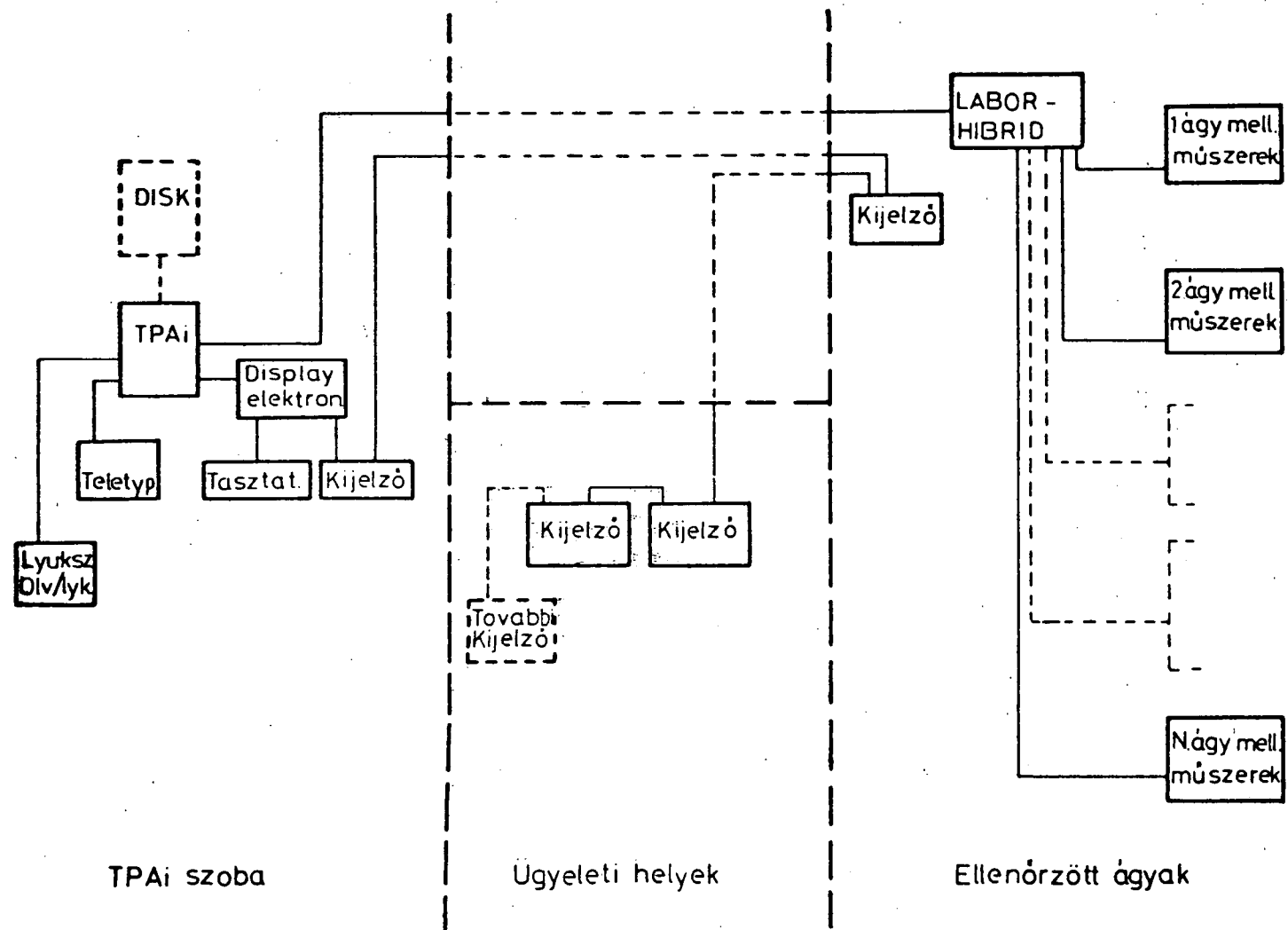
1973. évre tervezzük a következő kisseámítógépes rendszer gyakorlati kipróbálását:

- TPAi központi egység 8K szó kapacitással
- Vezérlő teletype
- Gyors lyukszalagolvasó és lyukasztó
- Televíziós display berendezés
- LABORHIBRID 4 analóg bemenettel
8 bites digitális bemenettel
8 bites digitális kimenettel

A FOKAL programrendszert kiegészítettük olyan szubrutinokkal, amelyek lehetővé teszik a LABORHIBRID egyszerű kezelését FOKAL nyelven megírt programokban.

Az említett kiépítést mágneslemez tárolóval kiegészítve a rendszer több on-line orvostechnikai feladatra programozható, például: EKG értékelés, EMG értékelés, EEG értékelés, betegellenőrző rendszer (2. ábra).

Az említett hardware és software kísérletekhez felhasznált berendezések a Kandó Főiskola Számítástechnikai Tanszékén folyó oktatás céljait szolgálják, azonban szabad kapacitásuk kihasználására szívesen fogadunk orvostechnikai témákat is.



2. ábra

Munkatársaimmal - akik közül Molnár Ervint a software munkákkal és Tóth Jánost az elektronikus készülékek illesztési munkáival kapcsolatban külön ki kell emelnem - azon dolgozunk, hogy majd amikor valamelyik orvostovábbképző intézmény a nálunk már működő számítógép-kiépítéshez jut, az alkalmazásbavétel rendszertechnikai, hardware és software feltételei biztosítva legyenek.

SZÖTE Központi Kutatólaboratórium

Programtervezet adatfeldolgozással kapcsolatos feladatok előkészítésére

CII-10010 számítógépre

Matievics Istvánné

A SZÖTE-n Üzembehelyezés alatt álló CII-10010 számítógépre egy olyan programrendszer tervezetét készítettük el, amely az orvos-egyetemen előforduló adatfeldolgozás-jellegű feladatok adatainak előkészítésére és részbeni feldolgozására szolgál. Feladataink egy része olyan, hogy nagy mennyiségű adatot kell feldolgozni különböző szempontok szerint. Ilyen adatfeldolgozás jellegű feladat lehet pl. egy felmérés eredményeinek kiértékelése, gyógyszernyilvántartás, kórlapok tárolása.

Vannak olyan tevékenységek, amelyeket majdnem minden adatfeldolgozási probléma megoldásánál végre kell hajtani, (ilyenek az adatellenőrzés, az adatok tárolása, rendezése, karbantartása, különböző szempontok szerinti kigyűjtések és táblázások). Célszerű egy olyan program-rendszer kidolgozása, amely ezeket az igényeket minden ilyen jellegű feladat esetén kielégíti. Ekkor nem szükséges minden egyes feladatra külön megírni újból ezeket a programokat, hanem az általános programot az adott konkrét feladatra jellemző paraméterek ismeretében használhatjuk. Célszerű az adatellenőrzést, tárolást, rendezést, kigyűjtéseket megvalósító programokat egymástól függetlenül elkészíteni, mert ekkor egy adott feladat esetén olyan sorrendben aktivizálhatók, ahogyan ezt a konkrét feladat megkívánja.

Adatok számítógépbe vitelére általában több lehetőség van; gépünk konfigurációja olyan, hogy a lyukszalagon való adat-bevitelt alkalmazzuk, és a konzolirógép a programrendszert vezérlő jelek bevitelére szolgál. A bemenő adatok logikai egységekre tagolhatók, egy ilyen egységet nevezünk rekordnak.

(Ha pl. több embernek felvesszük az ugyanolyan típusu adatait, akkor az egy emberre vonatkozó adatok alkotnak egy rekordot). Több rekordot együttesen file-nak nevezünk. (Pl. 10 emberre vonatkozó összes adat egy olyan file lesz, melyben 10 rekord van.) A rekordok általában tovább bonthatók, ún. mezőkre. (Pl. egy emberre vonatkozó adatok közül a személyi adatok (név, szül. hely., idő, stb.) alkotnak egy mezőt, és a betegségére vonatkozó adatok alkotnak egy másik mezőt.) Ezt a tagolást azért kell elvégezni, mert nagy adattömeg nehezen kezelhető.

Az adatelőkészítés igen sok hibaforrást tartalmaz, ezért feltétlenül szükséges az adatok ellenőrzése. Olyan általános adatellenőrző programot szeretnénk készíteni, amely minden olyan lyukszalagon lévő adathalmazt ellenőrizni tud, ahol az egyes rekordok egymástól határoló jelekkel el vannak választva és egy adott feladaton belül a rekordok struktúrája azonos (másik feladatnál már lehet ettől különböző a rekordstruktúra). Az adatellenőrzés menete a következő: a konzolirőgépen megadjuk az adatellenőrző programot aktivizáló jelet, és a szükséges aktuális paramétereket. Ezek: mi a rekordokat szétválasztó határolójel, egy rekord hány adatból áll, és minden egyes rekordbeli adatnak megadjuk a jellegét (számszerű, vagy szöveges információ), és számszerű információ esetén annak típusát (egész vagy valós szám) és értékhatárait is.

A rekordok beolvasása határjeltől határjelig történik (olyan jelet kell határolóként választani, amely az adatok között nem fordul elő). Az ellenőrző program akkor fogad el helyesnek egy rekordot, ha az annyi adatból áll, amennyit a konzolirőgépen megadtunk, és minden egyes rekordbeli adat kielégíti az írőgépen megadott feltételeket.

Ha a program jónak talál egy rekordot, akkor azt egy erre a célra kijelölt ún. pufferben tárolja. (Ez a puffer meghatározott számú rekordot képes tárolni, külön figyelni kell ennek telítettségét, ha megtelt, akkor az egészet a háttérmemóriában - a mi esetünkben mágneslemezen - tárolja és törli a puffert). A pufferben történt tárolás után a program rátér a következő rekord beolvasására és ellenőrzésére. Hibás rekord esetén a program konzolirőgépen kijelzi a rekordazonosítót és a talált hiba jellegét.

Egy adatszalog beolvasása után a helyesnek ítélt rekordok a beérkezés sorrendjében lesznek tárolva a mágneslemezen, s ezekből egy file alakul ki, a hibás rekordokról pedig egy lista áll rendelkezésre. Ezeket a rekordokat még egyszer le kell perforálni és ellenőrizni, majd tárolni abban a file-ban, amelybe tartoztak. (A file-ok bővíthetők.)

Szükséges lehet egyes esetekben a rekordok rendezése valamilyen szempont szerint. (Pl. a felmérésben szereplő egyének kora szerint.) Ez ugy valósítható meg, hogy a konzolirőgépen megadjuk a rendező programot aktivizáló jelet, és a szükséges paramétereket. Ezek: egy rekord hányadik adata szerint, és növekvő vagy csökkenő sorrendben vagy szöveges információ esetén abc sorrendben kell végrehajtani a rendezést. Ha két rekord között nem lehet dönteni, akkor az lesz az első, amelyet a program előbb talált meg.

Gyakori az olyan feldolgozás, melynél nincsen szükség az egész rekordra, csak annak néhány mezejére. Ekkor a rendező program

egy másik ágának aktivizálásával a konzolon megadott paraméterek (mely mezőket kell megtartani) ismeretében olyan rekordokat alakítunk ki, melyekben csak a kívánt mezők szerepelnek, és ezeket az új rekordokat fogja a program a megadott paraméterek szerint rendezni.

Adatfeldolgozási feladatoknál igen gyakori igény egyes feltételeket kielégítő adatok kigyűjtése, így ezt a problémát is érdemes általános programmal megoldani. A kigyűjtést elvégző program a következő adatok konzolirőgépen való megadásával használható konkrét esetben: hány szempont szerint kívánunk kigyűjtést végezni, egy rekordon belül hányadik adatnak milyen feltételt kell kielégítenie. Ekkor a tervezett program a feltételeket kielégítő rekordokat a meghatározott helyen tárolja, és kiírja, hogy összesen hány ilyen rekordot talált, és ha kell, akkor a rekordokat is kiírja.

Az eddig említett programok az olyan feladatoknál alkalmazhatók, melyeknél az adatok egyszeri feldolgozására lehet szorítkozni. Előfordulnak olyan feladatok is, melyeknél az adatok nem egyszerre, hanem időszakonként jönnek és az előző adatok is szükségesek a feldolgozáshoz. Ekkor szükség van az adatok karbantartására is. Ehhez olyan programokat kell készíteni, melyek megvalósítják valamely rekord törlését, változtatását, vagy új rekordok bevitelét. Új rekordok bevitele esetén az új rekordokat külön rendezzük, úgy, mint ahogy az a file volt rendezve, amelyet bővíteni akarjuk, majd egy összefésülő program segítségével a régi és az új rekordokból kialakítunk egy új file-t.

Egy ilyen programrendszer igen jól alkalmazható lenne minden adatfeldolgozással kapcsolatos feladat megoldásának előkészítésére. A CII-10010 számológép nagy előnye az, hogy sok periféria csatlakoztatható hozzá. Kellő kiépítettség mellett a fent vázolt programrendszert hatásosan lehetne alkalmazni.

POTE Élettani Intézete

Írásbeli tesztek jellemzése, standardizálása

Czopf János

Az írásbeli tesztelés mind gyakoribb elterjedése a módszer vitathatatlan előnyeit és vitatható hátrányait bizonyítja. Mind több közleményt olvashatunk az írásbeli tesztek kiértékelésének elvi, módszertani, sőt konkrét számítástechnikai problémáiról is. A tesztek kiértékelése utóbbiaknál inkább az egyes hallgatók válaszainak elbírálását, a hallgatók skálázását jelenti.

Miután az elmúlt esztendőkből intézetünkben is bevezetésre került ezen írásbeli módszer, fontos szerepet kapott a kérdésbank összeállításával a tesztkérdések kiértékelése is.

Az alább tárgyalt felmérésen 220 hallgató jelent meg, minden hallgató 120 azonos kérdést kapott. Az alkalmazott kérdéstípusok: kiegészítés, reláció analízis, mennyiségi összehasonlítás, többszörös kiegészítés, esetelemzés stb. voltak. Minden kérdéshez öt válaszalternatívát adtunk meg. Minden jól megválaszolt kérdés egy pontot jelentett. A véletlen ráhibázás felső határa $(25 + 20) 45$ pontnak adódott. Az évfolyam pontszám-eloszlása jól közelíti a normális eloszlást $N/\mu = 78,50$, $\sigma = 11,87$), ezért alkalmasnak mutatkozott a tesztanalízis elvégzéséhez.

A kérdések jellemzésére - Osváth Károly psychés teljesítmények mérése során nyert tapasztalatai alapján - a következő statisztikai paramétereket választottuk: nehézségi index, diszkrimináló képesség, belső érvényesség és külső érvényesség.

A nehézségi index: $p = f/N$ az egyes kérdésekre adott helyes válaszok relatív gyakorisága egyszerűen nyerhető, ugyanakkor igen hasznosnak mutatkozik az extrémén nehéz, illetve könnyű kérdések szelektálására. A véletlen ráhibázással korrigált nehézségi index: $p = (f - (f/k - 1))/N$ kisebb abszolút értékű, a változás irányában jól követi az előzőt. Az index mérési hibája átlagosan 2.5 %-nak mondható és maximális hiba esetén sem éri el a 3.5 %-ot. Ha azonos alternatíva-számmal dolgozunk és $f \geq 5$, akkor ez a hiba elhanyagolható.

A diszkrimináló képesség: arra ad információt, hogy a kérdés, mint mérő-eszköz, hogyan differenciál a legkevésbé, illetve a legjobban felkészült hallgatók közt, azaz a kérdés helyes megválaszolása milyen mértékben követeli meg az anyag mélyebb megértését. Jellemzésül az alsó és felső 25 % válaszait vizsgáltuk az összes helyes válasz függvényében.

$I_{UL} = (R_U - R_I) / f$ (1). A fenti index az első méréskor inkább csak előjelet ad, melynek segítségével egyértelműen kitűnik a rosszul, ill. ellentmondóan differenciáló kérdés. A megtartott kérdések esetén a diszkrimináló képesség szignifikáns jellegét $\chi^2 = N (p_U - p_I)^2 / 4 p q$ értékkel igazolhatjuk.

Belső érvényesség: Bizonyos mértékben kapcsolatban van az előző mérőszámmal. Feltételezve, hogy tesztünk egyes kérdései jól mérik az egyének tárgyi ismeretét, azt várjuk el, hogy a több pontszámot elért hallgatók nagyobb valószínűséggel adjanak helyes választ a kevesebb pontszámot elértéknél. Tehát azt vizsgáljuk, hogy milyen összefüggés van a helyes válasz adás és az elért össz-pontszám között. Ha feltételezzük, hogy az egyes kérdésekre helyes választ adók össz-pontszáma közel normális eloszlású, akkor dolgozhatunk $r_{pbi} = (M_p - M_I) \sqrt{p/q} / \sigma_I$ értékekkel. (2)

Külső érvényesség: megállapítása a hallgatók teszt által képzett rangsora és a csoportvezetők évi tapasztalata, mint külső kritérium közti összehasonlítás alapján történt. Az évfolyam kb. 3.5 %-ában mutatkozott lényeges eltérés, ami első mérést figyelembevéve jónak mondható és a módszer alkalmasságát igazolja.

Két kérdést kiválasztva, a következő táblázat kívánja demonstrálni az egyes alternatívákra adott gyakoriságok, illetve a kérdéseket jellemző statisztikai paraméterek értékeit. (I a helyes alternatívákra kapott válaszok számát jelöli a teljes évfolyamon a felső, ill. alsó 25 %-ban)

..x/kérdés:

	1	2	3	4	5	SUM.
N	42	85	75	10	6	218
N _f /25 %)	10	22	21	2	0	55
N _a (25 %)	11	18	20	4	2	55

..xx/kérdés:

	8	0	10	192	8	218
N						
N _f (25 %)	1	0	1	52	1	55
N _a (25 %)	2	0	3	43	7	55

	$\frac{..x/}{\text{kérdés}}$	$\frac{..xx/}{\text{kérdés}}$
Nehézségi index	34,40	88,07
N.l.hibája	0,032	0,022
N.l. korrigált	0,18	0,85
Diszkr. kép.	0,013	0,047
D.l. szign.	0,080	13,889
Belső érvényesség	0,02	0,88

A módszer lehetőséget biztosít arra, hogy a kérdésbankban csak a jó statisztikai indexekkel rendelkező kérdések szerepeljenek, melyek mint több index tulajdonságu változók, egyszerű uton felvehetők. A következő felmérések lehetőséget adnak a megbízhatóság ellenőrzéséhez re-test módszerrel, majd ezt követően válik lehetővé az érvényesség felülvizsgálata, illetve a hitelesítés.

Miután a felmérés azok közé a ritka visszacsatolások közé tartozik, melyekből hasznos tapasztalatokat nyerhetünk az információ-közlés és a befogadás folyamatára, részletesen elemezhetjük az egyes kérdés-alternatívákra adott válaszok gyakoriságából a leadott anyag logikai strukturáját, melyet mindjobban megismerve visszaszabályozhatunk az oktatás folyamatára.

I r o d a l o m

1. Guilford, J.P.: Fundamental Statistics in Psychology and Education. Mc.Graw-Hill Book Company, Inc. New York, 1956.
2. Gulliksen, H.: Theory of Mental Tests. Chapman - Hall Ltd. London, 1950.
3. Lienert, G.A.: Testaufbau und Testanalyse Verlag Julius Beltz, Weinheim, 1961.
4. Ozsváth K.: Csoportos pszichológiai vizsgálatok. Tanulmányok a kat. nev. köréből. Zrinyi. 1966.
5. Czopf J.: Programozott okt. Oktatógépek. Pályamunka 1965.
6. Tigyi A.: A Multiple Choice vizsgamódszer. FPK. 1971. Budapest.

Kőbányai Gyógyszerárugyár Orvostudományi Osztály, és Honvédelmi Minisztérium

Kórházak betegforgalmi adatainak elektronikus adatfeldolgozási
rendszere

Tóth Kovács János és Medveckéi Pál

"Nincs rá semmi ok, amiért ne lehetne a szellemi munkát a testi munkához hasonlóan, gépek alkalmazásával megkönnyíteni." - írta Charles BABBAGE a XIX.sz. elején és ez az ötlet a XX. században már megvalósult a számítógépek megjelenésével. Ha figyelemmel kísérjük a szakirodalmat, nyilvánvalóvá válik előttünk, hogy egyre általánosabb a computer felhasználása a kórházi dokumentációban, az adatgyűjtés, tárolás, feldolgozás és elemzés területén.

A legideálisabb az a rendszer, ahol a számítógép állandóan rendelkezésre áll, és a perifériás végkészülékek ott állnak a fontosabb orvosi munkahelyeken.

Ott célszerű, sőt szükséges a számítástechnika alkalmazása az orvostudomány területén, ahol az ember állandó jelenlétét és közreműködését nélkülözhetővé teszi és ahol az ember felismerőképessége, teherbírása nem kelhet versenyre a számítógéppel, amelynek erőnye, erős oldala az, hogy emócióktól és indulatoktól mentes, munkája nem ezek függvénye, nincs másnapos hangulata.

Az adatfeldolgozó rendszerek alapvető igénye: a közölt adatok pontossága, az eredmények rendszeres ellenőrzése, a tárolt adatok védelme az illetéktelen hozzáférhetőség ellen.

A jelenleg tárolt adatok áttekinthetetlenek, visszakeresés időigényes, összehasonlító vizsgálatra, tudományos felhasználásra alig használhatók. A múlt századból ittrekedt korszerűtlen módja a kórházi adatkezelésnek egyre kevésbé versenyezhet az információ és betegáramlás fokozódásával.

A számítógép alkalmazását a medicina területén az egészségügyi információ teljes analízise, revíziója kell, hogy megelőzze.

Már a szükségleteket helyesen felmérő rendszerelemzés időszakában kívánatos az orvosok, nővérek, adminisztrációban dolgozók szakmai oktatása, de psziché előkészítésük is az adatfelvétel jelentőségének megértése és biztosítása érdekében.

A számítógép alkalmazása nemcsak a statisztikai adatfeldolgozás, hanem a diagnosztikai döntések a kórház gyógyító, igazgatási és gazdasági feladatok megoldásának területén jelenthetnek segítséget. Ismerve a számítógép alkalmazásának pozitív hatásait, és az egészségügyi szolgálat keretein belül meglévő hatalmas méretű adathalmazok jelentkezését, megkíséreltünk egy - a kórházak és a felső vezetés igényeit kiszolgáló - elektronikus adatfeldolgozási rendszer kidolgozását.

Munkánk viszonylag kis területét öleli fel az egészségügyi adathalmazának rendszerbefoglalását illetően, de úgy véljük, hogy az általunk kidolgozott "kórházak betegforgalmi adatainak elektronikus adatfeldolgozási rendszere" segítséget nyújthat ugy az egyes gyógyintézetek, mint a felső vezetés számára.

Alapvető célul tűztük ki:

- a manuálisan végzett statisztikai számítások minimálisra való csökkentését, pontos adatok biztosítását a vezetés döntési és ellenőrzési munkájához.

Célunk elérése érdekében szükségessé vált:

- a jelenlegi adatfeldolgozási rendszer felülvizsgálata,
- új alapszabványok kialakítása.

A feladat megoldása során a beteg és a beteggel kapcsolatos információk egy részének jellegzetes, de természetes áramlásának megfelelően meghatároztuk:

- az információ és a betegáramlás összefüggését,
- kidolgoztuk az új rendszer modelljét,
- az új rendszer információ modelljét,
- a betegről információt adó adatokat célszerűen átcsoportosítottuk - a felvétel tevékenységétől kezdődően a beteg kórházi osztályról való távozásáig,
- kialakítottunk olyan speciális kórlapot, melynek kezelése egyszerű, könnyen áttekinthető - tárolásra, illetve további felhasználásra alkalmas,
- összeállítottuk a feldolgozóhoz szükséges kód- és számrendszereket,
- megszerveztük a rendszeren belüli információs tevékenységek sorrendjét,
- meghatároztuk a végeredmény táblázatokat (variants).

A rendszer általános elgondolása, összefüggések

Adatfeldolgozási rendszerünk alapját a betegek KIIRÁSA jelenti. A kórházi osztályok és a kórházi rendelőintézetek munkája kölcsönhatásokra épül, szorosan összefügg és egymást jótékonyan kiegészíti.

A kórházi osztályon és a rendelőintézet között a betegekkel összefüggő információs adatcserét, kapcsolatot egy központi nyilván tartó biztosítja.

A betegek nyilvántartását a Regisztratura végzi, ahol a vizsgált, gyógykezelt személyről kiállított Törzskarton tárolása igényjogosultsági csoportok szerint elkülönítve történik szoros ABC-ben.

Minden nyilvántartásba vett személy egy hatjegyű törzsszámot kap, amely az alapbizonylatának fő jellemzője, azonosítja és lehetővé teszi a betegek adatainak, kórlapjának visszakeresését. Törzskartont kell kitölteni - és azt Törzsszámmal ellátni - minden olyan egyénről, aki rendelőintézeti, kórházi vizsgálatra, vagy felvételre jelentkezik és még nem rendelkezik intézetben belüli törzskartonnal.

A Törzsszámot az új típusú, általunk kidolgozott Kórtörténeti Lapra a felvevő orvos írja fel a beteg Törzskartonjáról, amely a beteg kórházi tartózkodása alatt a Kórlaphoz van mellékelve.

A speciális kórlap két részből áll. (Perforált résznél illeszkednek egymáshoz)

- Szöveges "Kórtörténeti" rész és a
- Statisztikai "Kódlétra".

A Kódlétra az adatfeldolgozás kódolt alapbizonylatát képezi, mely lehetőséget ad az adatoknak lyukkártyára, lyukszalagra történő lyukasztására.

Az EAFK a vezetés igényei szerint a javasolt táblázat csoportokat készíti el és azt az eredményadatok kiértékelése céljából megküldi a beküldő intézetnek, illetve a felsőbb vezetési szinteknek.

Negyedévente és év végén az EAFK összesen és mindösszesen táblázatokat készít.

Az adatfeldolgozóhoz készült lyukkártyák feldolgozás után visszakérülnek a beküldő intézethez későbbi - a különböző igények szerinti - feldolgozás céljára.

A törzsszám jelentősége

A Törzsszám hatjegyű sorszám 000.001-től 999.999-ig terjed. (Az eddigi betegforgalmat vizsgálva ez a számmennyiség egy 1000

ágyas kórház viszonylatában is igen hosszú, évtizedben kifejezhető időre elég. Országosan személyigazolvány rendszer.) A Törzs-kartonok nyilvántartása egy "Törzskarton nyilvántartó könyv"-ben történik, melyben a folyamatos hatjegyű sorszám szerint írják be az adatokat. Ismételt vizsgálatra, felvételre való jelentkezés esetén nem szabad új kartont kitölteni, ugyanaz a törzsszám még egyszer nem adható ki. A beteg személyi igazolványába célszerű bejegyezni a Törzsszámot.

A rendszer alaptevékenységei

- Felvétel: A kórházi osztályok és rendelőintézet közös regisztratúráján történik.

- Registratura: "Törzskarton nyilvántartó könyv" folyószáma alapján kitöltik a Törzskartont.

- A kórházi osztályra történő felvételkor a törzskarton az osztályra kerül és a kórlappal együtt marad a beteg kiírásáig.

- Betegkiírás: Az osztályos orvos a kórtörténeti lap első oldalát értelemszerűen tölti ki, a

- "Kódlétra kitöltése"

- a betegkiírás második fázisát jelenti.

- A kódlétrába bizonylatfegyelem betartásával kell a kódszámokat beírni.

- Bizonylatok összegyűjtése, ellenőrzés: leválasztás után a statisztikai részt az osztályon kijelölt személytől a Kórház Statisztikusa veszi át, összegyűjti, és a "Kórház - Szervezési Törzsadatokkal" együtt az EAFK-ba továbbítja.

- Bizonylatok feldolgozása

- Az EAFK-ben lyukkártyát, ill. lyukszalagot perforálnak a feldolgozáshoz és a program-folyamatok elvégzése után meghatározott táblázatokat készítik el.

- Értékelés

- Az adatfeldolgozást követően a Kórház Statisztikusa a gyógyintézet vezetőjének jelzi a :

- kórházi betegforgalom,

- a kórházi mutatók változását,

- valamely betegcsoporton belül a változások jellegét stb.

- A feldolgozáshoz szükséges alapbizonylat még a Kórház Szervezési Törzstáblázat, mely a kórházakra vonatkozó szervezési adatokat tartalmazza.

A kód- és számrendszerek

A kórlap "A" része 37 adatot tartalmaz, melyből 19 adat kerül kódolásra. Ez az adatmennyiség magában foglalja mindazon adatokat, amelyek a "betegforgalmi adatfeldolgozás"-hoz szükségesek a beteg vonatkozásában.

A betegre vonatkozó információs adatok kódolására kidolgoztunk egy kódrendszert, mely magában foglalja az alábbiakat: Beteg- és műtéti diagnózisok, területi besorolás, kórházi osztályok, igényjogosultság, kimeneti állapot, kórcsoport, felvétel, állampolgárság, a beteg neve, jelentkezés módja, gyógyszerérzékenysége, foglalkozása, kórbonctan, szövettan.

Részleteiben való felsorolásuk e tömörítvény méretét meghaladja.

A betegforgalmi adatok adatfeldolgozási rendszerének információ modellje

Az információs rendszer bemenő adatait, inputját egyrészt a Kórtörténeti lap Statisztikai részben foglalt kódlétra alapján készült (80 oszlopos) lyukkártya, másrészt az adatfeldolgozási rendszerben lyukszalagon bevitt kód- és számrendszerek képezik. A 80 oszlopból 53 pozíciót használtunk fel.

Az alapadat lyukkártyák elkészítésével egyidőben kerül lyukasztásra a kódszámrendszer lyukszalaga. Ujralyukasztás csak a kód- és számrendszerben történt változás esetén szükséges, egyébként ismételt felhasználásra alkalmas.

A Kórházi szervezési törzsadatairól célszerű minden feldolgozáshoz új lyukszalagot készíteni, mivel a tapasztalatok szerint a belső személyi mozgás elég nagymérvű.

A feladatmegoldáshoz adott gépkonfiguráció

Az előzőekben leírt feladatok MINSZK-32 típusú számítógép és a hozzátartozó perifériás egységek segítségével megoldhatók.

Természetesen e konfiguráció csak egy variáns, a feldolgozás IBM, ICL gépeken is elvégezhető. Random feldolgozást ez a konfiguráció nem biztosít.

Output követelmények

A meglévő output perifériákból a gyorsnyomtató egység és a lyukszalag lyukasztó egység bír legnagyobb fontossággal. A gyorsnyomtató egység megfelel a felmerülő igényeknek, mivel minden anyagot csupán 2 példányban kell elkészíteni.

Az output meggyorsítása érdekében előrenyomott leporellók alkalmazását javasoljuk, amelybe csak az eredmény adatok nyomtatása kerülne és így a gép vonalazási és szervezési ideje megtakarítható.

Input követelmények

A rendszer információ forrásai az elmondottak alapján a következők:

- Regisztratura
- Kórházi osztályok
- Kórház statisztikus

Az információk nyomdai úton előállított Kórtörténeti lapon kerülnek rögzítésre és a Statisztikai részen történt kódolás után alkalmasak másodlagos adathordozók előállítására.

Az alapadatok rögzítésére a lyukkártyát tartjuk legmegfelelőbbnek jelenleg, mivel:

- az alapadatok bevitelét a meghatározott sorrend szerint biztosítja,
- az adatok numerikusak,
- az adatrögzítés pontossága gyorsan ellenőrizhető.

A Kód- és Számrendszerek valamint a Kórházi szervezési törzsadatok beolvasására a lyukszalag alkalmazását tartjuk megfelelőnek.

- Alfabetikus adatok.

Az új adatfeldolgozási rendszer hatékonysága

- Munkánkban kidolgozott és bevezetésre javasolt új adatfeldolgozási rendszer egy célszerűbb változata a betegforgalmi adatok rendszerezésének és optimálisabb információkat nyújt a kórházvezetés és felsőbb vezetési szintek döntésének meghozatalához.

- A feldolgozás manuális munkáját megszünteti, (a pontatlanság minimálisra csökken).

- Számolási műveleteket gép végzi.

- Ezen új rendszer segítségével - igényeknek megfelelő kiegészítéssel - kidolgozható az állami eü. szolgálat kórház - rendelő hálózatának "Betegforgalmi adatfeldolgozási rendszere."

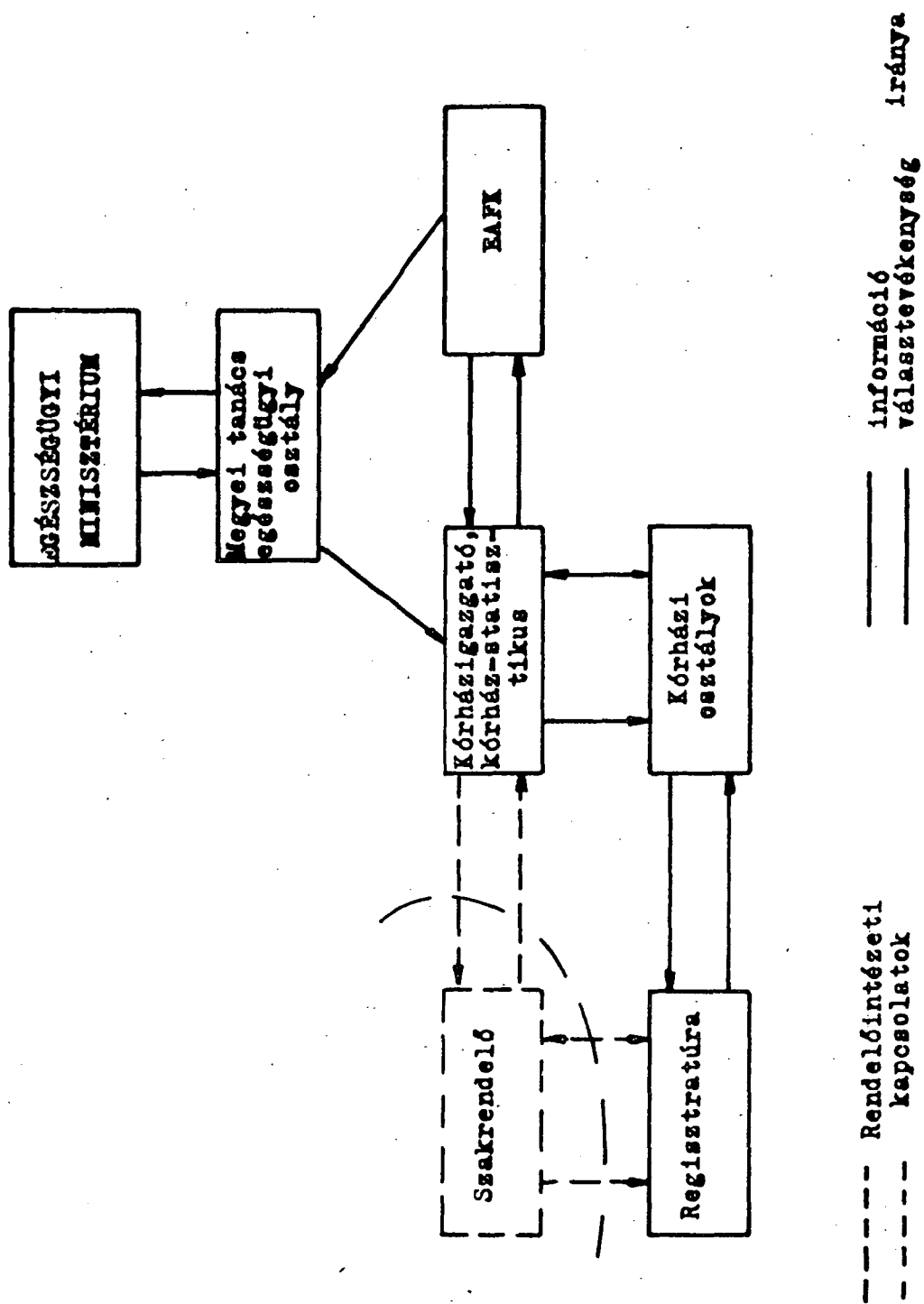
- Érvényesül a kórház-rendelőintézet egység gyógyító, megelőző tevékenysége.

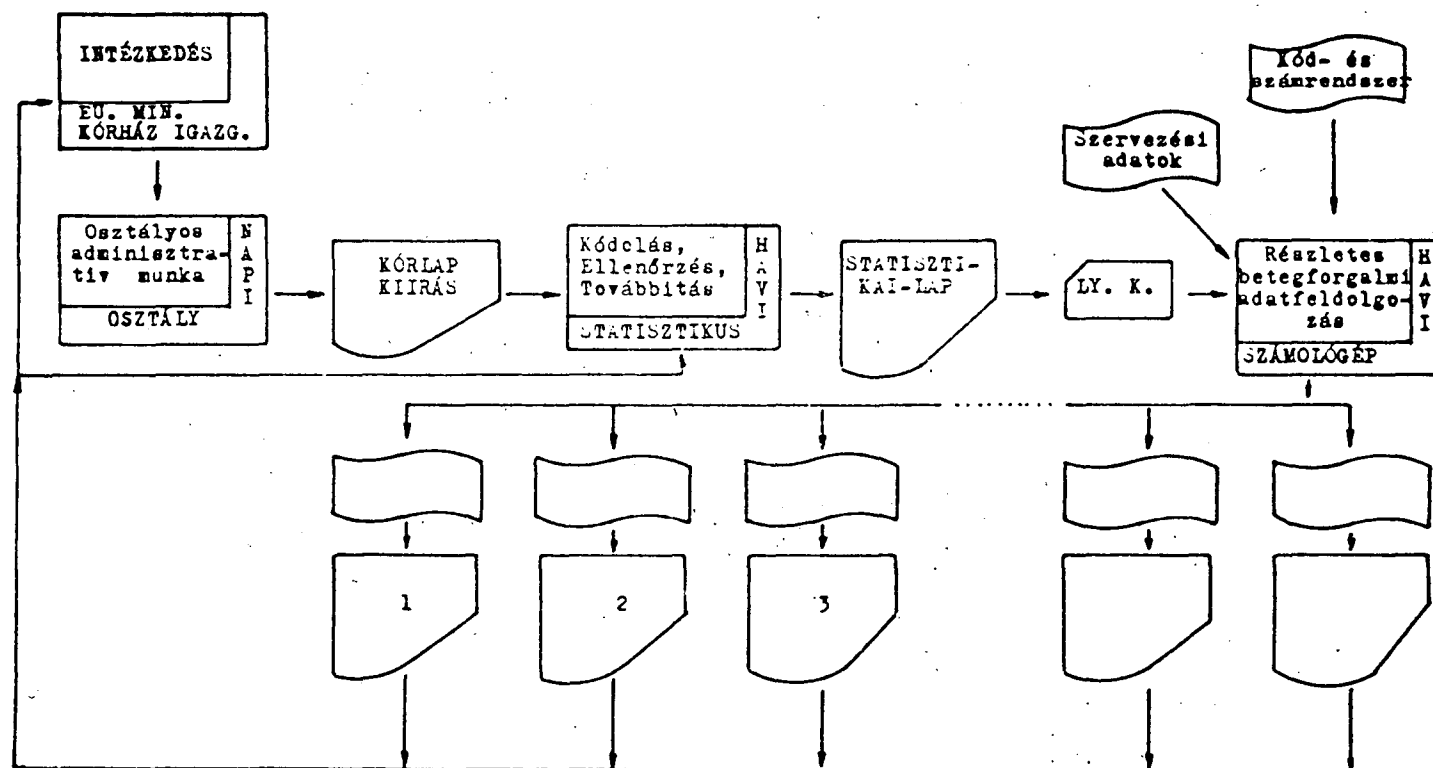
- Az alapadatok hatékony, belső logikai ellenőrzési rendszer kialakítását teszi lehetővé a feldolgozás során.

- A kódlétra kitöltése nem kíván szakembert, egy rövid kiképzésben részesített középkkáderre nyugodtan rábízható.

- Az orvos ellenőrzési kötelme rövid időn belül rutin tevékenységgé válik, mivel egy adott osztályon belül a kódolásra kerülő betegségek száma nem nagy és a kód- és számrendszer logikai felépítésének jellegénél fogva a kódolás könnyen ellenőrizhető.

- A számrendszerek redundanciája lehetővé teszi a betegforgalmi adatfeldolgozás továbbfejlesztését, kibővítését.





2. ábra
A betegforgalmi adatok feldolgozási rendszerének
információ modellje

DOTÉ Egészségügyi Szervezési Intézet

Komplex epidemiológiai vizsgálat információs rendszer-terve

Csobán György

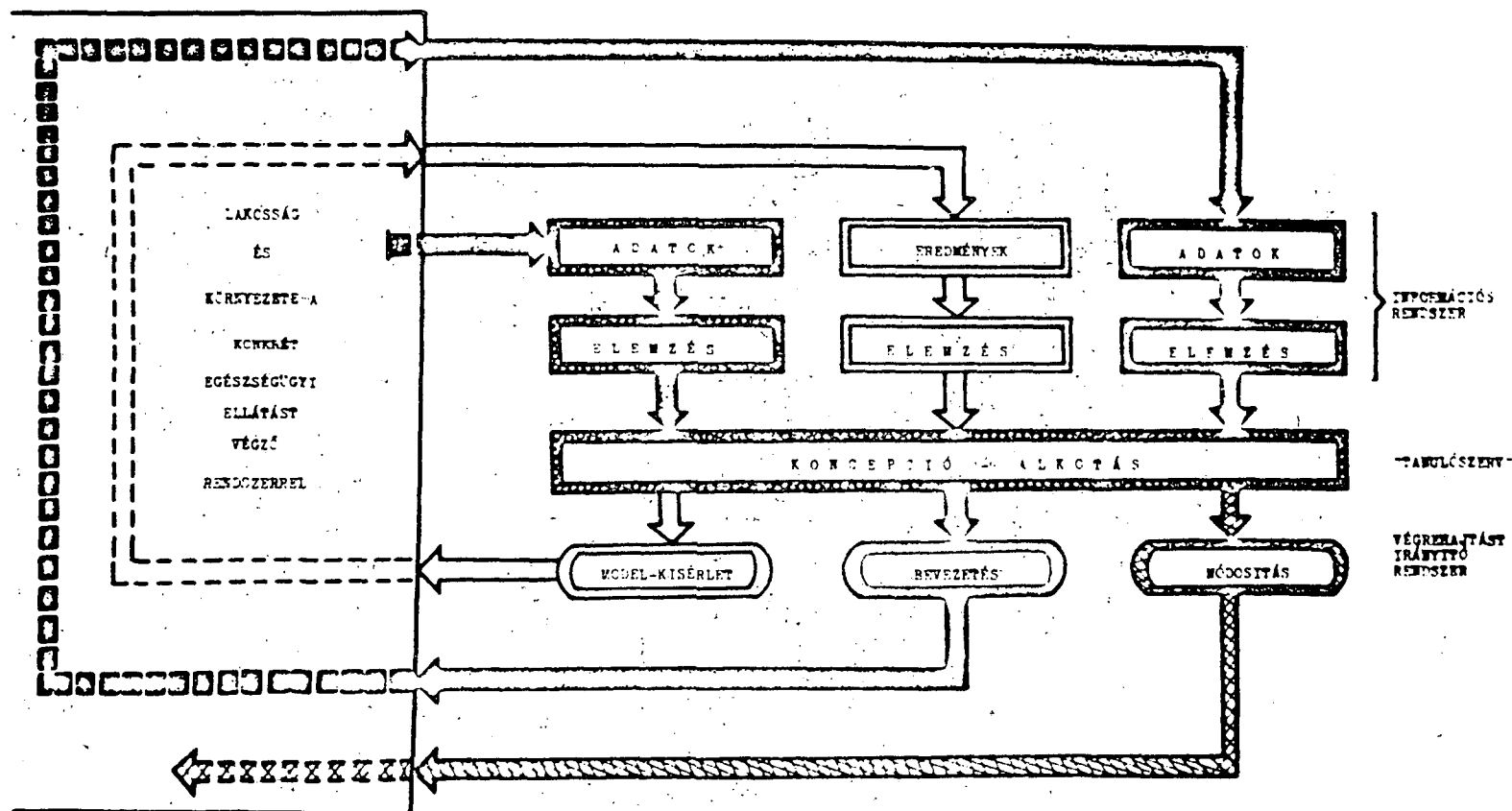
Ahogy az információnak csakis valamilyen rendszerben van értelme, az információs rendszernek sincs értelme önmagában, csakis más rendszerekkel kapcsolódva, illetve nagyobb rendszer részeként. A működő és tökéletesedő rendszerek, melyek vezérlést, vagy szabályozást feltételeznek, nem lehetnek meg információk nélkül. Nem kivétel ebben a tekintetben az eU-ellátás makro-rendszere sem.

Az eU-ellátó rendszert a következőképpen definiálhatjuk: adott személyeknek, anyagi és technikai eszközöknek a lakosság egészségének megóvása és helyreállítása céljából a társadalmi munkamegosztásban elfoglalt helyzetük által meghatározott szervezett csoportja, mely önállóan képes a helyzetének megfelelő célok kitűzésére és a célkitűzésekben szereplő tevékenységek önálló végrehajtására. A gazdasági rendszerekhez hasonlóan az eU-ellátási rendszer funkciói is két fő tevékenységi csoportba oszthatók:

- fejlesztéssel kapcsolatos tevékenységek és
- a konkrét eU-ellátással kapcsolatos tevékenységek.

Az előbbi gondolatmenetet folytatva: bármilyen funkció egy rendszeren belül nem nélkülözheti a megvalósuláshoz szükséges tényezők között az információkat. Konkrét példán értelmezve: az 1. ábrán látható vázlatunk az eU-ellátási rendszer, mint kibernetikai rendszer öntanuló jellegét emeli ki. Ez tulajdonképpen az előbb említett fejlesztési fő tevékenység-csoportnak felel meg. A nyíl irányában nyom követve a főbb folyamatokat, láthatjuk, hogy az információs rendszert alkotó két folyamat - az adatok (eredmények) nyerése, valamint azok elemzése - periódikusan ismétlődik, de minden esetben a fejlesztést, tökéletesítést megszabó konceptióalkotási folyamathoz szolgáltatja az információkat. Általánosított sémánkat alkalmazhatjuk bármilyen eU-ellátási folyamat (módszer, szervezet stb.) kialakításának és fejlesztésének modellezésére. A nyíl irányában végigkövethetjük a folyamatot a kísérlettől a bevezetésen keresztül a fejlesztést megvalósító módosításokig.

A komplex epidemiológiai vizsgálat (továbbiakban: KEV) sokrétűen szolgáltat adatokat a lakosság egészségi állapotára, az egészség-



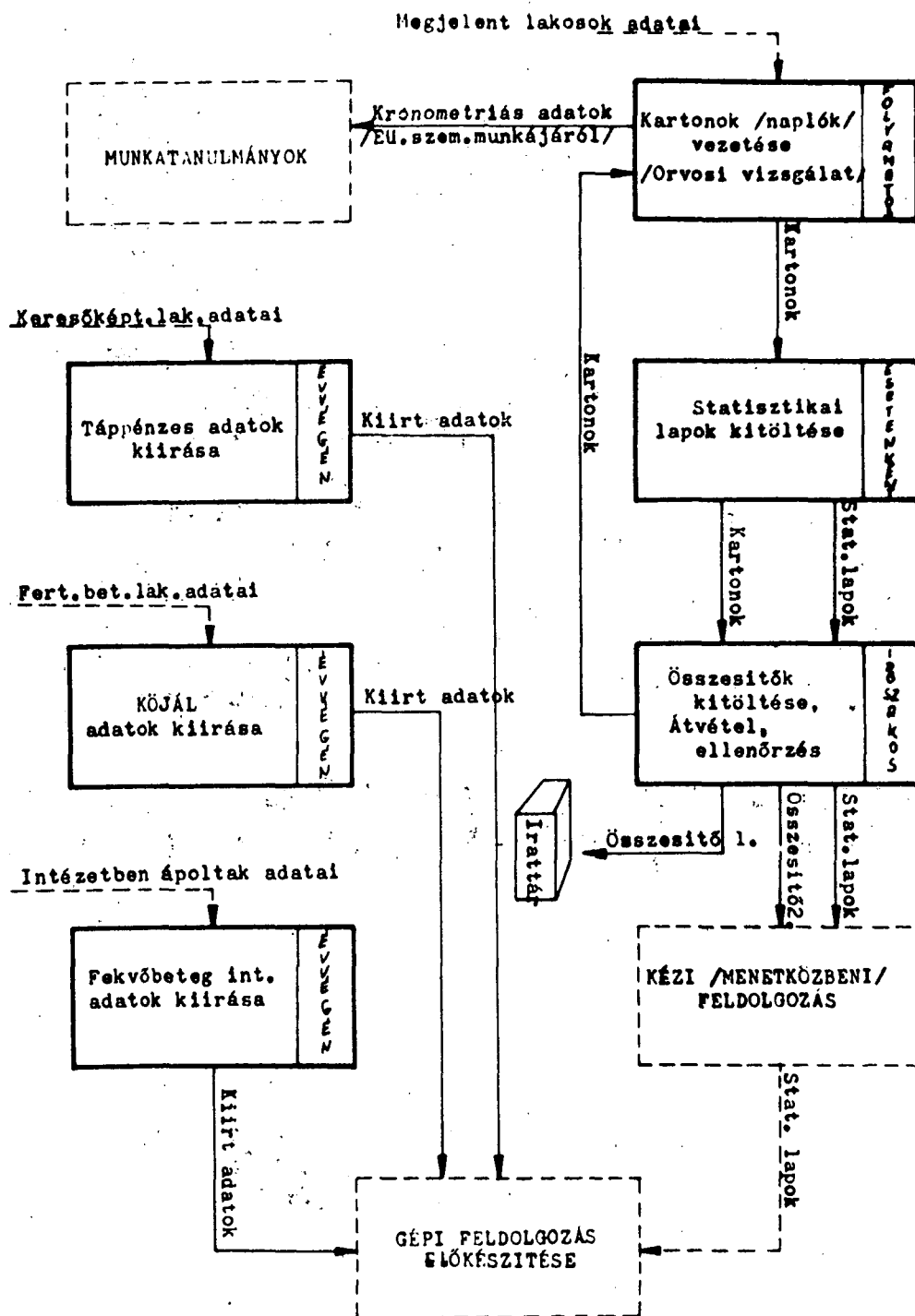
1. ábra

A működő egészségügyi szolgálat mint "ön-tanuló"-rendszer

Ugyi szolgálat igénybevételére és az egészségügyi személyzet munkájára vonatkozóan, s így a vázlatunkon jelzett információs rendszer egyik igen fontos bázisa.

Következő vázlatunkon (2. ábra) a hatvanas évek közepén végrehajtott Balmazújváros-i KEV főfolyamatait mutatjuk be az információkapcsolatok feltüntetésével. Minthogy a KEV lényegében is (azaz "fizikai" folyamatait tekintve is) adatgyűjtési illetve adatfeldolgozási folyamatokat foglal magába, a bemutatott információ-kapcsolati diagramm teljes képet adhat a KEV egészéről, mint rendszerről.

Az alapadatokat a vizsgálandó terület lakosairól a teljeskörű NÉPSZÁMLÁLÁS szolgáltatta. Ezekhez az adatokhoz csatlakoztak a GÉPI FELDOLGOZÁS ELŐKÉSZÍTÉSE során az IGÉNYBEVÉTELI FELMÉRÉS-ből származó, egész évre vonatkozó táppénzes-, valamint a KOJÁL- és fekvőbetegintézet-igénybevételi adatok, továbbá a járóbetegellátás igénybevételéről a "Statistikai Lap"-ok, a KÉZI (MENETKÖZBENI) FELDOLGOZÁS után. Ugyancsak a GÉPI FELDOLGOZÁS ELŐKÉSZÍTÉSE munkafolyamatban kerültek a lakos-file-ra a SZÜRŐVIZSGÁLATOK során nyert adatok, valamint a FOLLOW-UP VIZSGÁLATOK havi adatai is. Ez utóbbi két munkafolyamatban a lakosságnak csak egy-egy reprezentatív mintáján történt vizsgálat. Ezen reprezentatív mintákat a NÉPSZÁMLÁLÁS-sal nyert teljes lakos-file-ből vettük, úgy, hogy a FOLLOW-UP VIZSGÁLATOK-ra kijelölt lakosok a SZÜRŐVIZSGÁLATOK szakorvosi részébe is belekerültek, azaz ugyanazon lakosokról mindkét munkafolyamatban nyertünk adatokat. A FOLLOW-UP VIZSGÁLATOK adatai az egy éven át tartó követés befejeztével KÉZI FELDOLGOZÁS-ra kerültek, ahonnan, mint "Intermedier táblák" már a KÖZLEMÉNYEK ÖSSZEÁLLÍTÁSÁ-ra használhatók fel a szintén KÉZI FELDOLGOZÁS-al a "Statistikai lap"-okból szerkesztett u.n. "Menetközbeni táblák". A MUNKATANULMÁNYOK adatait az IGÉNYBEVÉTELI FELMÉRÉS során kronometriás módszerrel vettük fel az eü-személyzet munkájáról, s feldolgozás után ezek is KÖZLEMÉNYEK ÖSSZEÁLLÍTÁSÁ-ra alkalmas anyagot adtak. A GÉPI FELDOLGOZÁS ELŐKÉSZÍTÉSE során az előbbieken említett adatszoportok rendezése, valamint kódolása történt meg, végül a három (igénybevételi, megbetegedési és szűrési) kódolt bizonylat-file képezte a GÉPI FELDOLGOZÁS adattömegét: lyukkártya-file-ok készültek belőlük, majd Hollerith-táblázógépeken lettek feldolgozva. A kész gépi táblák már KÖZLEMÉNYEK ÖSSZEÁLLÍTÁSÁ-ra alkalmas dokumentumok. A GÉPI FELDOLGOZÁS során a lyukkártya-file-okból magnószalagfile-ok is készültek a számítógépes feldolgozás végrehajtására. Az eredményként nyert printout anyag már a KÖZLEMÉNYEK ÖSSZEÁLLÍTÁSÁ-ra szolgált. A KÖZLEMÉNYEK ÖSSZEÁLLÍTÁSA az előbbieken felsorolt adatok, valamint a vonatkozó SZAKIRODALOM adatainak birtokában megtörténhet. Az



2a. abra

Balmazújvárosi komplex epidemiológiai vizsgálat (1964)

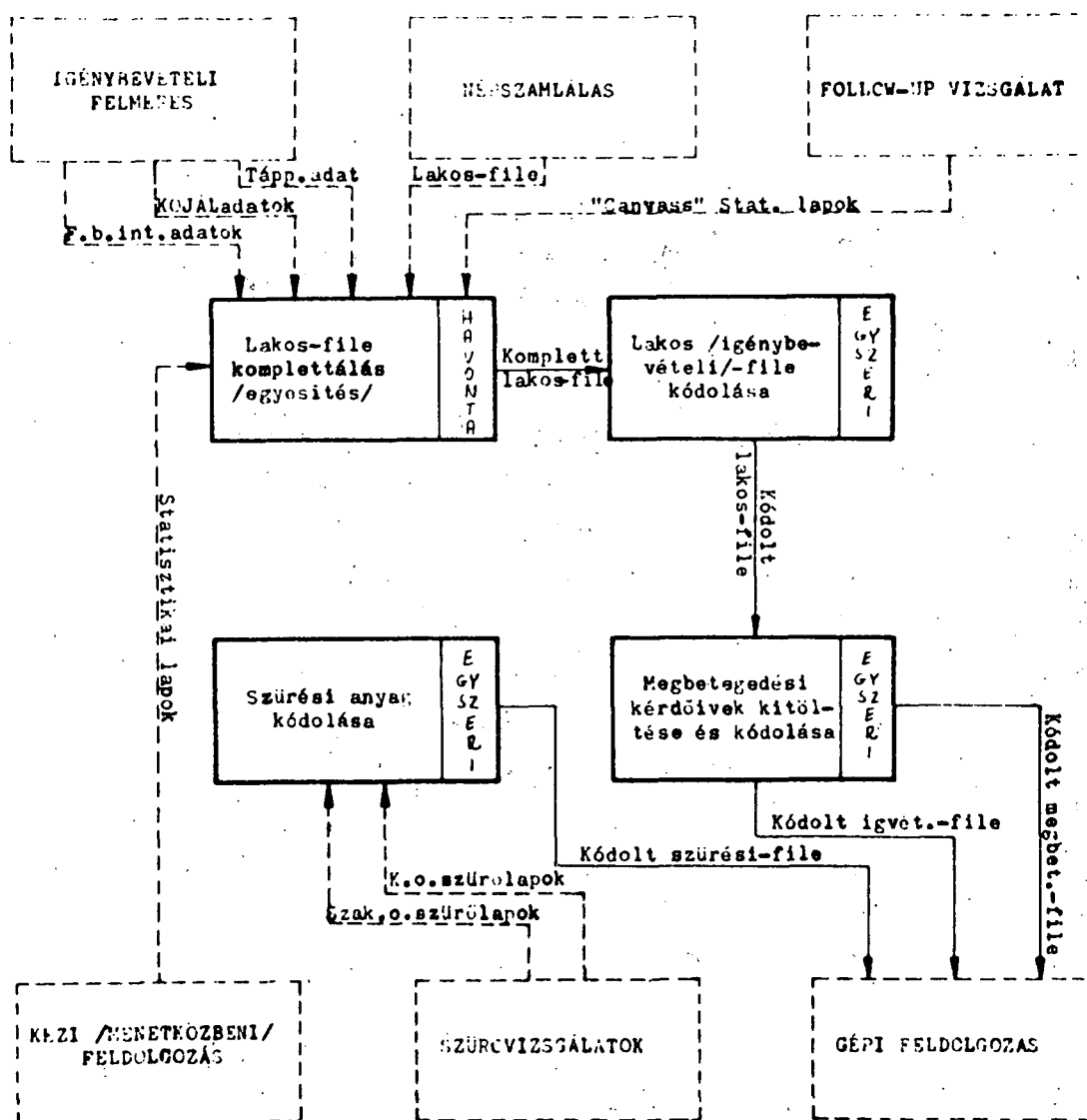
Igénybevételi felmérés

Információkapcsolati részdiagram

IGÉNYBEVÉTELI FELMÉRÉS során a "Statistikai lap"-ok kitöltését végző személyzet díjazása az "Összesítő"-n feltüntetett teljesítményadatok alapján történt, ezért azok, miután a "Stat-lap"-okkal együtt a KÉZI FELDOLGOZÁS-hoz kerültek, a SZÁMFEJTÉS-hez lettek továbbítva.

A téglalapokkal jelzett főfolyamatokhoz kidolgoztuk a részletezett információ-kapcsolati részdiagrammokat. Hosszadalmas lenne valamennyit ismertetni, ezért csak a fontosabbakat emeltük ki. A KEV gerincét volumenben is az IGÉNYBEVÉTELI FELMÉRÉS adja. Ezen főfolyamat információkapcsolati részdiagrammját ismertetjük a 2. ábrán. A KÁRTONOK VEZETÉSE folyamatosan történik a járóbetegellátó helyeken. Az itt folyó munkáról meghatározott helyeken és esetekben kronometriás felvétel készült a MUNKATANULMÁNYOK részére. A rendelőkben megjelent (a vizsgálatba bevont területeken élő) lakosokról vezetett kártonok (naplók) alapján esetenként történt a STATISZTIKAI LAPOK KITÖLTÉSE. A kártonokat és az azok alapján kitöltött "Statistikai lap"-okat együtt gyűjtötték a rendelés végéig, s ekkor történt meg az ÖSSZESÍTŐK KITÖLTÉSE, ÁTVÉTEL, ELLENŐRZÉS, azaz az "Összesítő"-kre (2 pld) az Intézet megbízottja rávezette az aznap kitöltött "Statistikai lap"-ok számát, miután ellenőrizte azok helyes kitöltését és a feljességet. Ezután kerültek vissza a kártonok a helyükre, a "Statistikai lap"-okat pedig meghatározott időközönként bevitte a megbízott az Intézetbe, ahol azok KÉZI (MENETKÖZBENI) FELDOLGOZÁSRA kerültek. Az "Összesítő: 1. pld-át havonta a járóbetegellátó helyen irattárba helyezték, a 2. pld. pedig bekerült az Intézetbe (az esedékes "Statistikai lap"-okkal együtt). Év végén - a felmérési periódus befejeztével - történt meg a TÁPPÉNZES ADATOK KIÍRÁSA amit az Intézet statisztikusa végzett a körzeti orvosi rendelőkben az "Orvosi (táppénzes) napló"-ból, az év folyamán ideiglenes keresésképtelen állományba vett lakosokról. Ugyanigy történt a KÖJÁL ADATOK KIÍRÁSA, illetve a FEKVŐBETEG-INTÉZETI ADATOK KIÍRÁSA az érintett lakosokról. A kiírt adatok mindhárom helyről az Intézetbe kerültek, ahol a GÉPI FELDOLGOZÁS ELŐKÉSZÍTÉSE során használtuk fel azokat. Ezen főfolyamat információkapcsolatait is részletezzük (2. ábra).

A NÉPSZÁMLÁLÁS során kitöltött "Kérdőív lakosokról", majd az IGÉNYBEVÉTELI FELMÉRÉS során felvett és a MENETKÖZBENI FELDOLGOZÁS-on átfutott "Statistikai lap"-ok, valamint a FOLLOW-UP VIZSGÁLATOK során keletkezett "CANVASS statistikai lap"-ok bekerültek az Intézetbe, ahol havonta megtörtént a LAKOS-FILE KOMPLETTÁLÁS, azaz a kétféle statistikai lapok csatolása a szoros betűrendbe tárolt "Kérdőív lakosokról" megfelelő lapjaihoz. Év végén a lakos-file megfelelő kérdőiveire rákerültek a kiírt táppénzes-, KÖJÁL- és fekvőbetegintézeti-igénybevételi adatok is. Ezután történni lehetett meg a LAKOS (IGÉNYBEVÉTELI) FILE KÓDOLÁSA, amit az Intézet statisztikusai végeztek. A kódolt anyag alapján történt a MEGBETEGEDÉSI KÉRDŐIVEK KITÖLTÉSE ÉS KÓDOLÁSA, minden

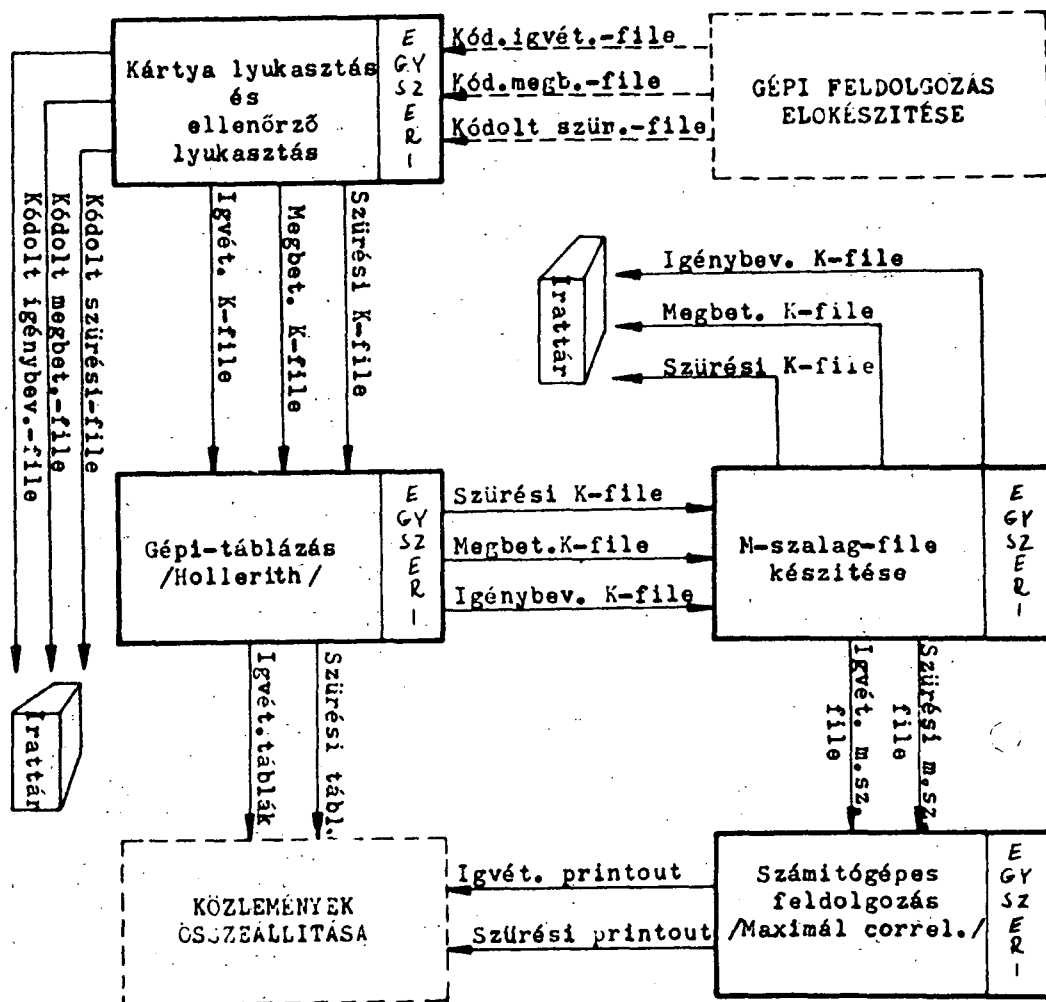


2b. ábra

Balmazújvárosi komplex epidemiológiai vizsgálat (1964)

Gépi feldolgozás előkészítése

Információkapcsolati részdiagram



2c. ábra

Balmazújvárosi komplex epidemiológiai vizsgálat (1964)

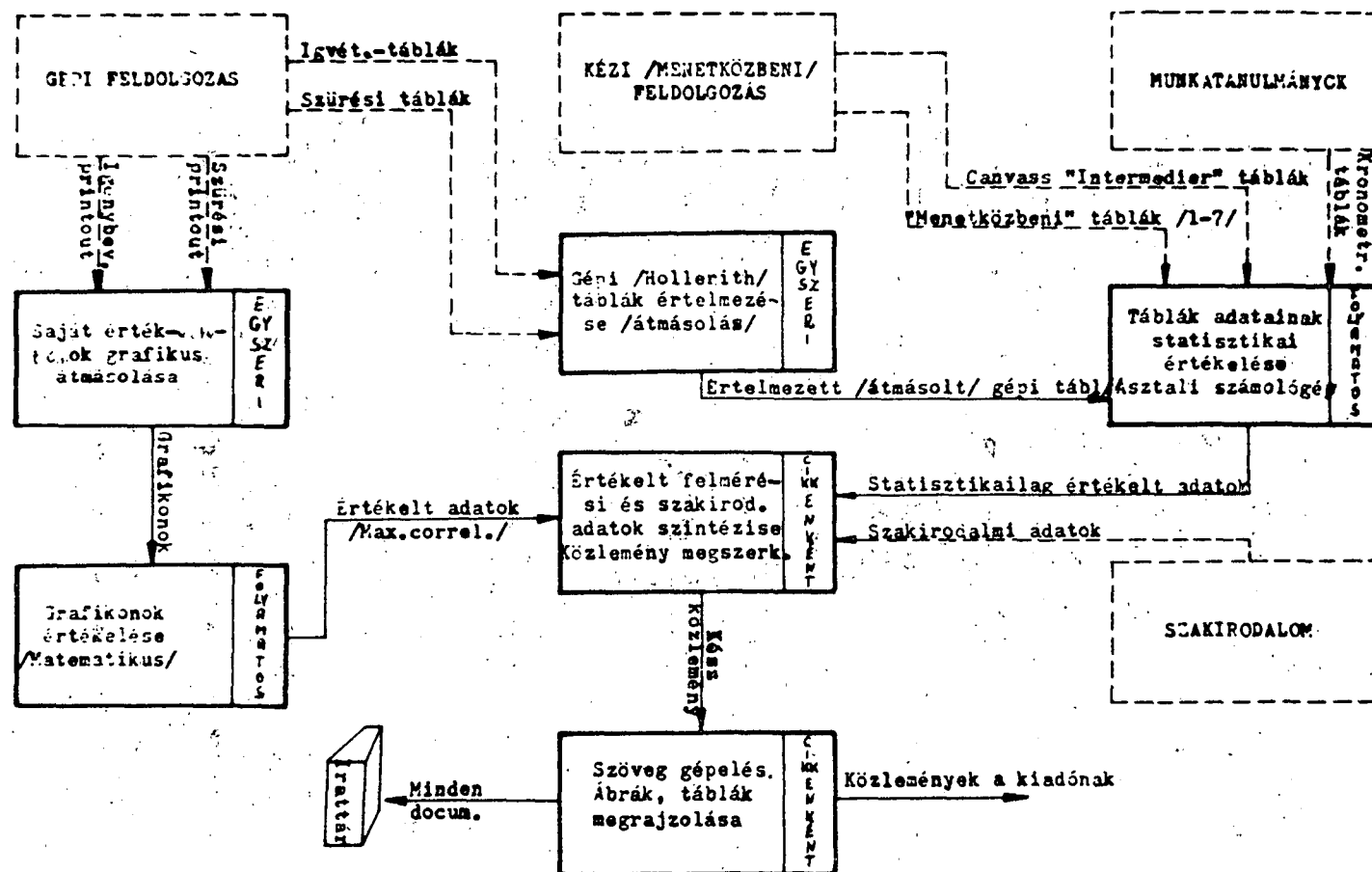
Gépi feldolgozás

Információkapcsolati részdíagram

egyes diagnosztizált megbetegedésről. Ezt a munkát orvos végezte. Ezután a két file már GÉPI FELDOLGOZÁS-ra kerülhetett. A SZŰRŐVIZSGÁLATOK során felvett körzeti-orvosi, illetve szakorvosi szűrőlapokon megtörtént a SZŰRÉSI ANYAG KÓDOLÁSA. Ez az anyag szintén GÉPI FELDOLGOZÁS-ra került. Nézzük tehát a GÉPI FELDOLGOZÁS főfolyamat információ-kapcsolati részdiagrammját (2c ábra). A kódolt lakos (igénybevételi), megbetegedési és szűrési anyag alapján gépi adathordozó készült a KÁRTYALYUKASZTÁS ÉS ELLENŐRZŐLYUKASZTÁS során. Az eredeti kérdőívek visszakerültek az Intézet irattárba, a kártyafile-ok pedig GÉPI TÁBLÁZÁSRA lettek felhasználva (Hollerith). Az elkészített gépi táblák KÖZLEMÉNYEK ÖSSZEÁLLÍTÁSÁ-ra már felhasználhatók. A kártyafile-okat használták fel a MAGNÓSZALAG FILE KÉSZÍTÉSÉ-re. A kártyafile-okat ezután raktározták. A két magnószalagfile került SZÁMÍTÓGÉPES FELDOLGOZÁS-ra. Az e célra kidolgozott programmal maximál-korrelációs számításokat végeztek az adatokból (MTA Számítástechnikai Kp.). Az outputként nyert kinyomtatott anyagok a KÖZLEMÉNYEK ÖSSZEÁLLÍTÁSÁ-ra már felhasználhatók. Ez utóbbi főfolyamat információkapcsolati részdiagrammját is bemutatjuk (2d. ábra). Itt történt meg a Hollerith-feldolgozás során nyert GÉPI TÁBLÁK ÉRTELMEZÉSE, azaz azok átmásolása, fejléccel és oldalcímmel való ellátása, munkatáblákká alakítása. Ezek a táblák, valamint a KÉZI FELDOLGOZÁS-sal nyert többi táblán az Intézet statisztikusai végrehajtották a TÁBLÁK ADATAINAK STATISZTIKAI ÉRTÉKELÉSÉ-t asztali számológépek segítségével. Elkészült a SAJÁTERTEK-VEKTOROK GRAFIKUS ÁBRÁZOLÁSA a számítógépes feldolgozással nyert igénybevételi és szűrési printout-okból. Ezt követően a GRAFIKONOK ÉRTÉKELÉSÉ-t a számítóközpont matematikusa végezte. Mindezek birtokában megtörténhetett az ÉRTÉKELT FELMÉRÉSI ÉS SZAKIRODALMI ADATOK SZINTÉZISE, A KÖZLEMÉNY MEGSZERKESZTÉSE, amit diplomás (orvos, matematikus stb.) team végzett. A kézirat és vázlatok elkészülte után megtörténhetett a SZÖVEG GÉPELÉSE, TÁBLÁK ÉS ÁBRÁK MEGRAJZOLÁSA. Ezt statisztikusok, gépirók és rajzoló (fotósok) végezték. Az eredeti dokumentumok felhasználás után irattárba kerültek, a kész közlemény (vagy jelentés) pedig a szakfolyóirat szerkesztőségének (érdekelt szerveknek) lett megküldve.

A Balmazújvárosi KEV az ismertetett módon valósította meg információs rendszer funkcióját. Mint láttuk, kulcsszerepe volt a kézi feldolgozásnak. Speciális esetben azonban már a számítógépes feldolgozást is alkalmaztuk.

A többéves munka szakmai eredményein kívül a Balmazújvárosi KEV-nak, mint információ szolgáltató módszernek a tapasztalatait is igyekeztünk hasznosítani. Kidolgoztuk - részben az EVSZ megbízásából és támogatásával - egy újabb KEV terveit. Az ALBAVA-tanulmány (ALBAVA= Álmosd, Bagamér és Vámospércs községek első két-



2d. ábra

Balmazújvárosi komplex epidemiológiai vizsgálat (1964)

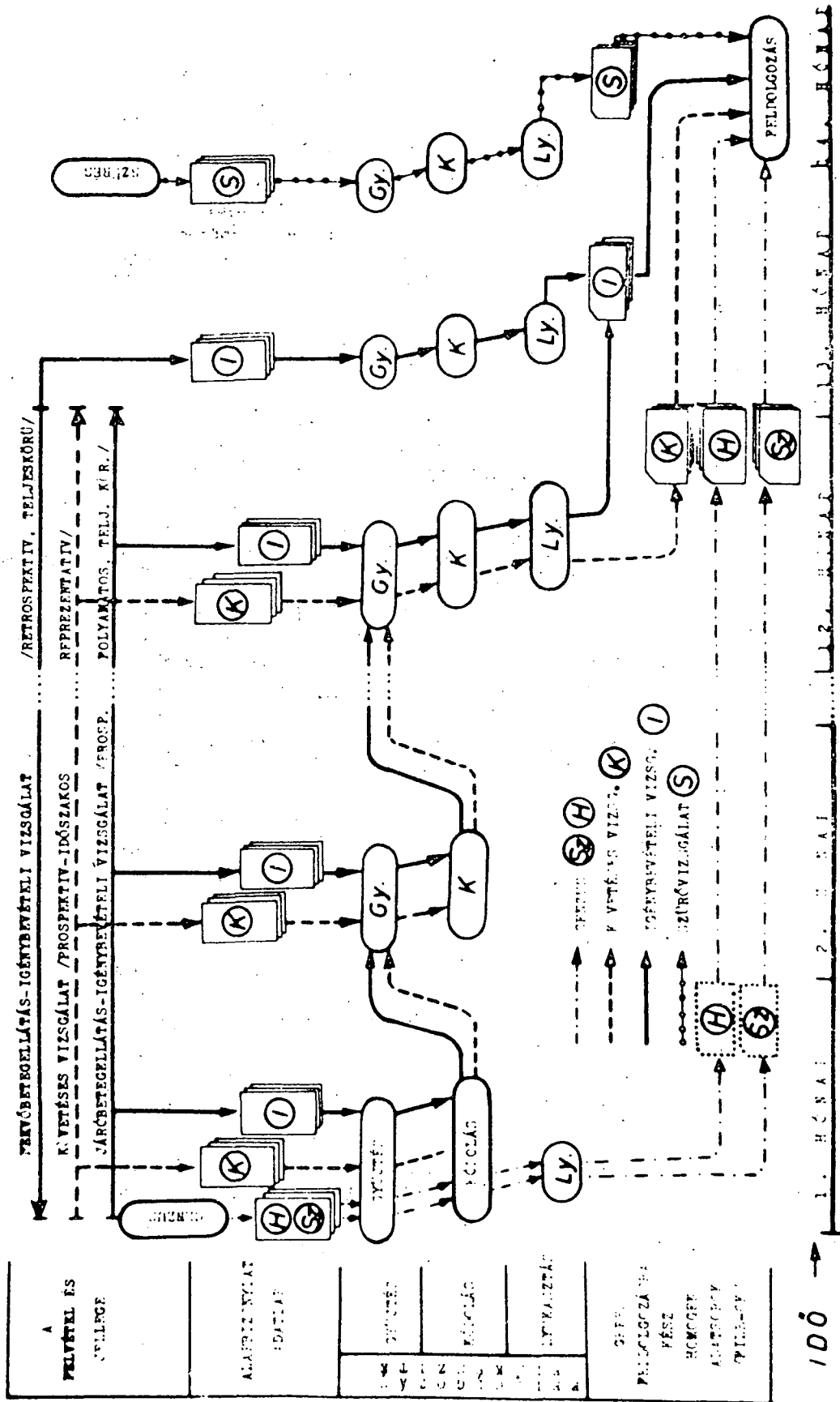
Közlemények összeállítása

Információkapcsolati részdíagram

két betűjéből alkotott betűszó, e három község lakosait vizsgálja a tanulmány) célját tekintve teljesen hasonló a Balmazújváros-i vizsgálathoz. Az adatok feldolgozása során azonban már a fősúlyt a számítógépes megoldásokra helyezzük. Az ALBAVA-tanulmány adatgyűjtési modellvázlatából kitűnik, hogy lényegében a Balmazújváros-i feladatot valósítja meg (3. ábra). Az előkészítés és tervezés idejét nem számítva maga az adatgyűjtés 14-15 hónapot vesz igénybe. Időrendben és a munkafolyamatok logikai sorrendjét követve, elsőként a népszámlálást, mint egyszeri teljeskörű adatfelvételt kell végrehajtanunk. Ebben a folyamatsorban kétféle adathordozóval: egy háztartási és egy személyi lap kitöltésével (felvételével) indulunk. A két bizonylat tulajdonképpen összefügg, amit az azonosító kódszámrendszer is kifejez (4. ábra). Az első öt pozíció a háztartást topográfiaiilag határozza meg (orvosi körzet - utca - telek - háztartás), s a háztartásban élő személyeket további kétpozíciós kódjel azonosítja, a háztartásban elfoglalt helyzetüket is kifejezve. Ismét a 3. ábrát követve: a gépi feldolgozás előkészítéseként a kódolt adatlapokról készül el a gépi adathordozó, a lyukkártya. Ebben az adatgyűjtési fázisban két file-t nyerünk: a háztartási file-t és a személyi file-t. A járőrbeteg alap és szakellátás szolgálatainak igénybevételéről itt is egy éven keresztül folyamatosan gyűjtünk adatokat. Ezeket havonta készítjük elő feldolgozásra az előbbieken elmondottakhoz hasonlóan. Az igénybevételi adatlapokon is szerepel a személyi azonosító kódjel, ami a feldolgozás során majd lehetővé teszi az alap és igénybevételi adatok kombinált felhasználását. Év végén ez az adatsor az egész évre vonatkozó igénybevételi file-lé bővül, miután kiegészítettük a retrospektíve begyűjtött fekvőbetegintézeti és egyéb igénybevételi adatokkal. Hasonló folyamatsorban keletkezik a követéses vizsgálatok lyukkártya-file-ja is szintén az év végére. A keresztmetszeti jellegű komplex szakorvosi szűrővizsgálatokat csak az egyéves igénybevételi illetve követéses vizsgálatok befejeztével bonyolíthatjuk le. A végeredmény itt is lyukkártya-file.

Az ismertetett azonosító kódszámrendszer lehetővé teszi az elkészített adatsorok sokoldalú kombinációját, miáltal a legkülönbözőbb összefüggések vizsgálhatók. Ezeket az összefüggéseket egy terjedelmes táblaterv-rendszerben rögzítettük: ebben mintegy nyolc és félezer, legalább három ismérvet tartalmazó táblaváltozat szerepel. A reális szükséglet természetesen jóval kevesebb, kb. 150 - 200 tábla, de a táblagenerálás számítógépi megoldásához ki kellett dolgozni a teljes kombinációs rendszert.

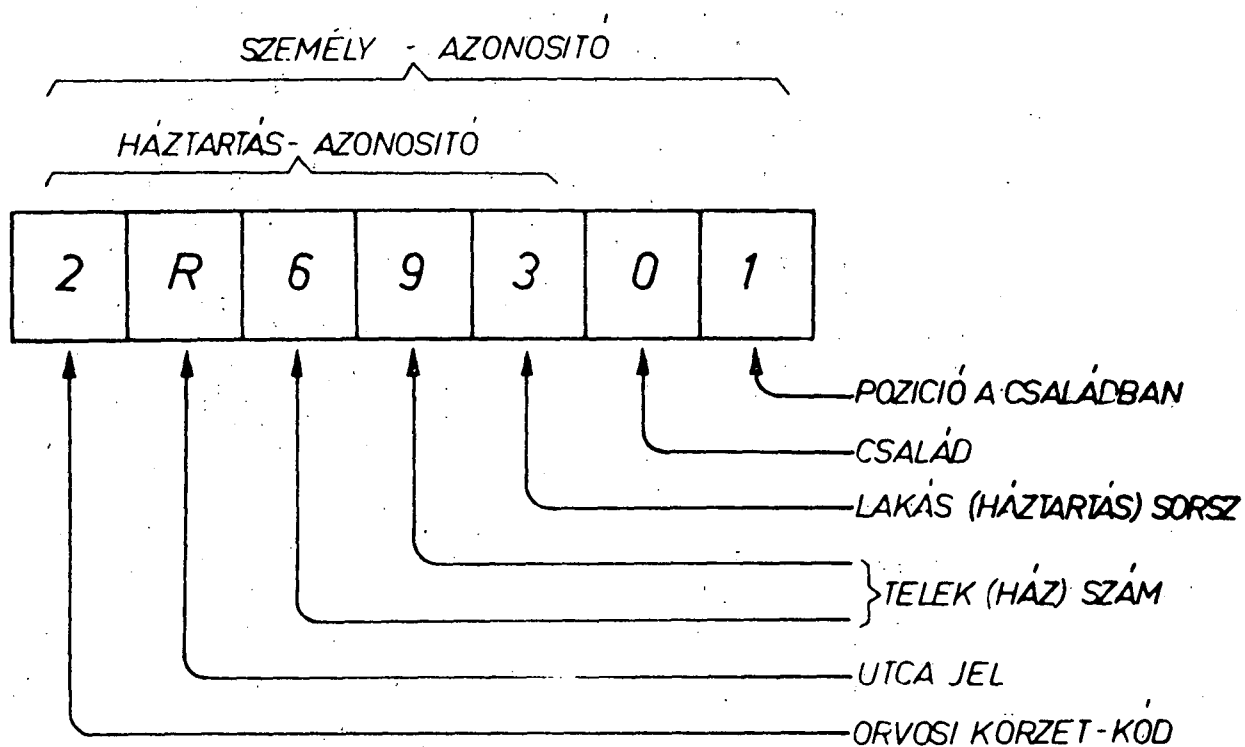
A gépi táblázás modell-vázlata alapja a számítógépes feldolgozási programok kidolgozásának (5. ábra). A törzs-adatsor a személyi file. Ezt kell összerendezni az előzőleg már rendezett háztartási adatokkal. Az egészségügyi szolgálatok igénybevételének adatait a



3. ábra

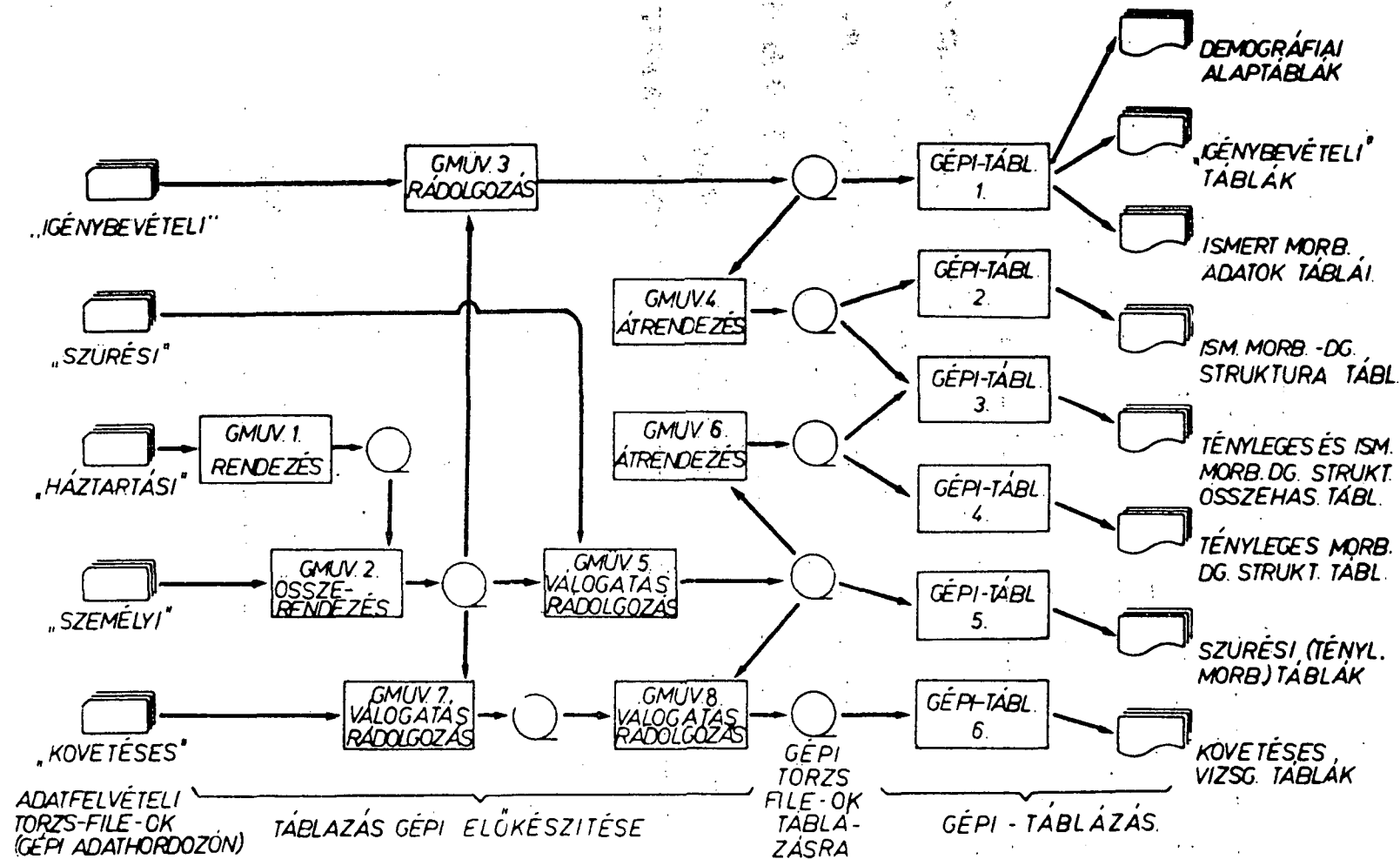
A l b a v a - 1 komplex epidemiológiai vizsgálat

Az adatgyűjtés model-vázlata



4. ábra

A l b a v a -1 komplex epidemiológiai vizsgálat
A háztartás és személy azonosító kódjel felépítése



5. ábra

A l b a v a - 1 komplex epidemiológiai vizsgálat gépi adatfeldolgozás

A gépi táblázás model-vázlata

személyi file-lal kell összedolgozni. Gépi uton, átrendezéssel nyerjük az ugynevezett megbetegedési file-t. Ebben ugy rendeztetjük a programmal az adatokat, hogy felvételi egységként az egyes megbetegedési esetek szerepeljenek diagnózisok szerint, a személyek helyett.

A reprezentatív mintán végzett komplex szakorvosi szűrővizsgálatok és követéses vizsgálatok adataihoz rendelhetők válogatással a szükséges alapadat illetve igénybevételi-adat részletek. Így válik lehetővé például a tényleges és az ismert morbiditás összehasonlítására, vagy a szükséglet és igénybevétel közötti összefüggések tanulmányozására alkalmas gépi táblák előállítása.

A "Gépi Műveletek" csoportja a rendező software. A "Gépi Táblázás" hat tagból álló programcsomagja a statisztikai táblageneráló software. Modellünk a KEV adatainak egyszeri feldolgozást reprezentálja. Ha azonban a rendező software mint a file-okat karbantartó programcsomag működik és természetesen emellett folyamatos adatáramlást feltételezünk, továbbá ha a statisztikai táblageneráló software visszakereső programrendszerként működik, már adva van az adatbank-rendszer lehetősége. Konkrétan a népszámlálási (továbbvezetett) adatok és az eü-igénybevételi (folyamatos) adatok kombinált adatbank-rendszere alakítható ki sémánk alapján.

Az ALBAVA-KEV teljes rendszerterve természetesen sok más részletet is tartalmaz még. Jelen előadásban csak a leglényegesebb részleteket igyekeztünk ismertetni.

SZOTE I. Belgyógyászati Klinika és JÁTE Matematika Alapjai és
Számítástechnikai Tanszék

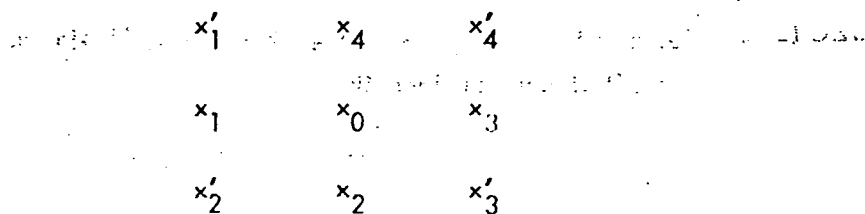
Májszcintigrammok szintvonalas és térbeli ábrázolása

Csernay László és Csirik János

Az általunk használt szcintigráf, hasonlóan az egyéb gyártmányú mozgó-detektoros készülékekhez, pontról-pontra történő információ begyűjtéssel és ezzel egyidőben, pontról-pontra történő képalkotással működik. A megjelenítéshez használt technikai megoldástól (foto, dot) a képpontok ábrázolásához felhasznált jelszimbólumoktól (vonalsűrűség, számok, jelalakok) függetlenül, az elkészült képen az azonos aktivitású területek felismerése nehézkes, hiszen az értékelőnek ezeket a területeket meg kell keresnie, képzeletben össze kell kötnie. Kézenfekvő az a gondolat, hogy az azonos aktivitású területek görbékkel történő megjelenítésével segítsük a kiértékelés munkáját. A vizsgálattal egyidőben az izointenzitás görbék ábrázolása technikailag megoldhatatlan, csak az adatok későbbi feldolgozásával valósítható meg.

Munkánk kezdetéig a magyar gyártmányú szcintigráf mérési izointenzitás görbék kirajzolását nem oldották meg. Ezért célul tűztük ki, hogy a Scintikart-Numerik mérési adatainak izointenzitás görbék formájában történő megjelenítésére számítógépes programot dolgozzunk ki.

Digitális mérési adatokból álló képmátrix izointenzitás görbéinek megrajzolását biztosító algoritmus ismert (1,2). Az algoritmus lényege a következő: a tetszőleges szinthez tartozó izointenzitás vonal (vonalak) megrajzolásához először a megfelelő arányú levonást véghezvük el. Ezután a negatívvá vált elemeket nullázzuk. A szigorúan pozitív elemek alkotják a megfelelő szinthez tartozó képünket. Ezen elemek közül határelemnek nevezzük azokat, amelynek négy szomszédja között van 0 is, és pozitív elem is. Tegyük fel ezután, hogy képünknek valamelyik határelemét megtaláltuk. Az előzőek szerint nulla utáni pozitív szám ilyen határelemet jelent. Jelöljük ezt az elemet x_0 -al, környezeti elemeit pedig a következőképpen:



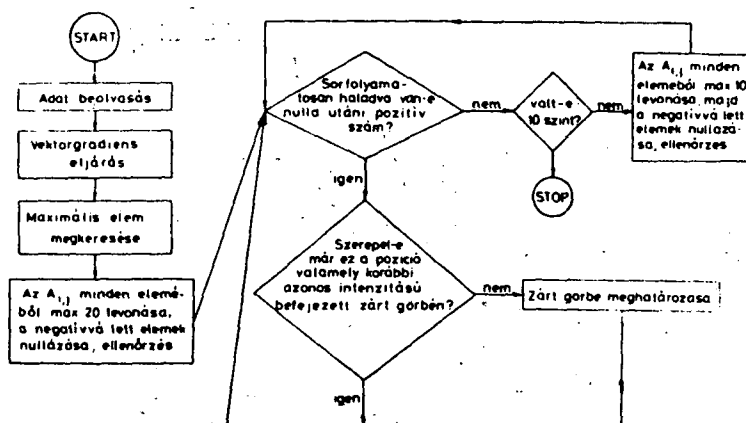
A következőkben mindig ugyanazon pozicióról (pl. x_1 -ről) indulva a következő határelem kiválasztásához az x_1 , x_2 , x_4 közül az első olyan adatot válasszuk, amely a képhez tartozik. Ha ezt a pontot x_k -val jelöljük, akkor következő határelemnek x_k -t tekintjük, ha az eleme a képnek. (Blokksémánk szerint abban az esetben, ha ez az érték pozitív). Ha ez a pont nem eleme a képnek, válasszuk x_k -t. Ezután ezt az x_k -t x_0 -nak véve folyamatosan folytatjuk az eljárást.

Rosenfeld bebizonyította, hogy egyszerűen összefüggő képek esetében a fenti eljárás mindig zárt görbét eredményez. Egy-egy ilyen zárt görbe meghatározása után a kapott pontok x - y koordináta értékeit lyukszalagon adjuk ki. Többszörösen összefüggő kép esetén az említett eljárással zárt görbét nem kapnánk, a képnek a többszörösen összefüggő szakaszon 1 elem szélességű és legalább 2 elem hosszúságú részei is vannak. A programban ezért e területeket ellenőrizzük, s ha ilyenek előfordulnak az adatmátrixon, a zárt görbe meghatározása érdekében nullázzuk őket. Nem rajzoljuk ki a háromnál kevesebb elemet tartalmazó izolált részeket sem.

Minden izointenzitás szint megrajzolása előtt az említett két feltételt ellenőrizzük. Az ellenőrzés után a kidolgozott program több zárt görbét is kiadhat ugyanazon szinten. Gyakorlatban ez akkor fordul elő, ha egy adott intenzitású szintvonalon belül hasonló intenzitású terület helyezkedik el nagyobb aktivitású környezetben. Ezt látjuk egy szerv belsejében előforduló csökkent aktivitású, általában kóros terület esetén.

A program elvileg tetszés szerint választott számú izointenzitás görbét határoz meg. Tulságosan sok szint kirajzoltatása azonban a kép megítélését nehezíti, s ennek következményeképpen az elváltozások felismerését hátrányosan befolyásolhatja. Ezért mi 10 szint (10 %-os aktivitás különbségek) meghatározását tartottuk a klinikai gyakorlat számára optimálisnak.

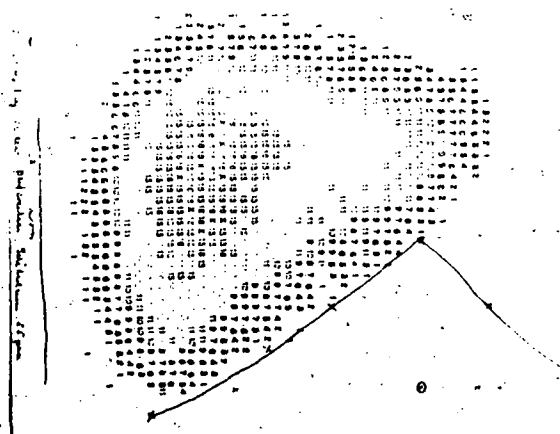
Kidolgozott programunk blokksémáját az 1. ábrán tüntettük fel. Átlagos máj nagyság esetén a program gépi futásideje: 6-10 perc között mozog. A nyolccsatornás lyukszalagnak többszintű kirajzoltatása 7-8 percet igényel.



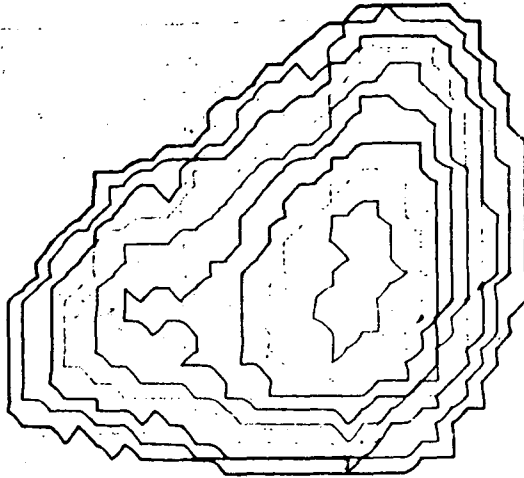
1. ábra

Klinikai értékelés

A 2. és 3. ábrákon egy betegünk eredeti szcintigráfiás felvételét és az ismertetett eljárással készített izointenzitás görbékből álló képét mutatjuk be. A primér felvételt a kiértékeléskor normálisnak véleményeztük. A vizsgált eset klinikai diagnózisa (endogén depresszió), egyértelműen normális májfunkciós próbái alapján a vizsgált májat strukturálisan épnek tekinthetjük.



2. ábra

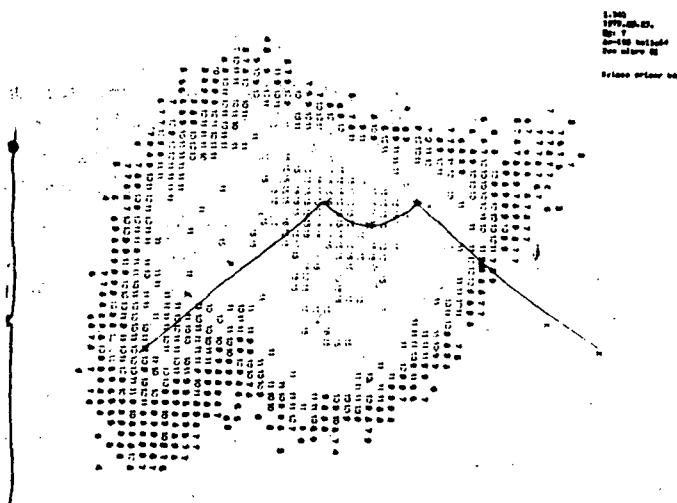


3. ábra

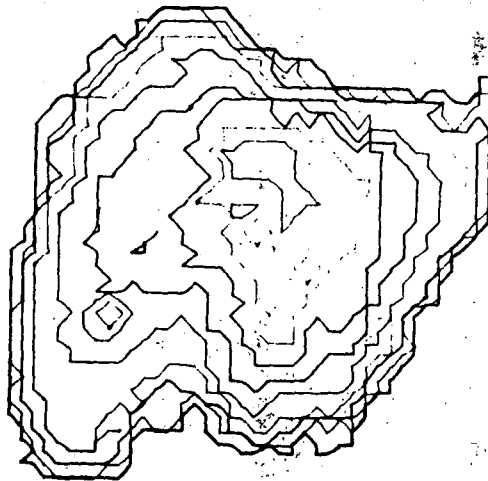
Ugyanezen mérési eredményekből megrajzolt izointenzitás görbék szintén szabályos elrendeződést mutatnak. A felvételen a szintvonalak zárt görbékben állnak, a vonalak egymástól való távolsága egyenletes, nagyobb megtöretés vagy belső göb a képen nem figyelhető meg. A máj alakja jól kirajzolódik, nem torzított. Előnyt jelent, hogy a máj lebenyek térbeli formáját is elképzelhetjük. Az eredeti felvételen a kevesebb színváltás miatt, csak három-négy szint ismerhető fel könnyen, a különböző szincsoportokon belül a változó számok összefüggése nehéz, egyidejűleg lehetetlen.

A görbéken helyenként látható szöglettörések az eredeti mátrix relatív kicsinységével magyarázható. A matematikai eljárás megváltoztatás nélkül, jóval simább, törések nélküli ábrázolást lehet elérni, több mérési pont analizisével. (A 32×32 helyett 64×64 vagy 128×128 képelem esetén.) Mátrixunk nagyságát az alkalmazott mérőkészülék legkisebb lépéstávolsága (5 mm) azonban determinálja.

A 4. és 5. ábrákon cholecysta carcinomás betegünk primér és izointenzitás görbékből álló felvételét mutatjuk be. A vizsgálat 3 héttel az exitus előtt történt. A szekciónál a körülbelül körtényi nagyságu, tumorosan infiltrált cholecysta mellett a máj jobb lebenyének alsó részében kb. ökölnyi, a jobb lebeny felső részében több, magyarázó tumorszövetet (metastasisok) találtak. A primér képen a kifejezetten megnagyobbodott máj alsó szélén kb. az epehólyagágnak megfelelő helyen elhelyezkedő ékalaku aktivitás-csökkenés jól felismerhető. A jobb lebeny alsó részén a kolloid dusulás erősen csökkent, az aktivitás jelentős része a bal lebeny közepén helyezkedik el.



4. ábra



5. ábra

A szintvonalas képen az elváltozások még kifejezettebben láthatók. Az alsó kontur behozódása mellett szembeütő, hogy az aktivitás maximuma a középvonaltól balra helyezett. A jobb lebenyben széles plátó képződés figyelhető meg, a lebeny alsó részén a plátó képződésen kívül belső göb helyezkedik el. Az aktivitás ezen a területen tehát a környezet szintje alá süllyedt, ez csak az e területen elhelyezkedő, jelentős kiterjedésű térszűkítő folyamattal magyarázható.

A bemutatott esetek klinikai analízise alapján a kidolgozott számítógépes programot rutinszerű alkalmazás céljára megfelelően tartjuk.

Térbeli ábrázolás

Az izointenzitás görbékhez hasonlóan, a mozgó-detektoros szcintigráfnál a vizsgálattal egyidőben térbeli ábrázolást megvalósítani nem lehet. A vizsgálatok alkalmával háromdimenziós szervek leképezésére kerül sor, a kapott eredmény azonban mindig kétdimenziós vetület. A szerv térbeli képét a kijelzett aktivitás-különbségek alapján tudatunkban kell rekonstruálnunk. Minden olyan ábrázolási megoldás, amely a vizsgálatot a tudati rekonstrukciótól tehermentesíti, segíti a képek megítélését, az értékelés munkáját. A mért adatok számítógépes feldolgozásával valósítottuk meg a szcintigrammok térbeli, háromdimenziós ábrázolását.

A térhatású kép elkészítéséhez a kapott és a vektorgradiens módszerrel statisztikusan simított impulzus mátrixot állandó méretű (54×54) mátrix közepébe helyeztük el, amelynek egyik csúcsa egy háromdimenziós, derékszögű, euklideszi koordinátarendszer origója. A mátrix nulla elemei az x, y síkban x, y sikkal 45° -os szöget bezáró vetítést hajtunk végre. Ahhoz, hogy a vetített kép a rendelkezésre álló mátrixban elférjen, a mért impulzus számokat normálnunk kellett. Ezt úgy végeztük el, hogy a normált beütésszám 0 -tól $4/5 N$ -ig terjedjen (ahol N a mátrix sorainak száma). Ha az így kapott mátrix i -edik sorának j -edik elemét a_{ij} -vel jelöljük, úgy az a_{ij} -hez a következő koordinátákat feleltethetjük meg:

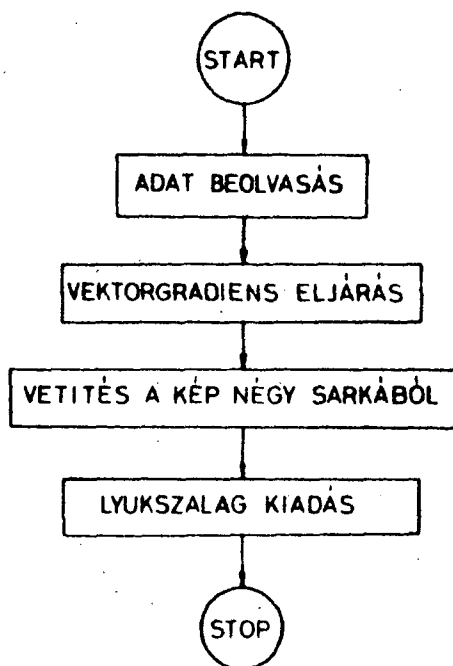
$$x = 1 + A_{ij}$$

$$y = 2x + j - 3$$

Az így kapott pontokat sorfolytonosan összekötve kapjuk a szcintigráfias kép háromdimenziós megfelelőjét.

A programban konturozást is végzünk, vagyis a már meghúzott vonalakkal eltakart részeket nem rajzoltatjuk ki. A mérési eredményeket a mátrixnak, mind a négy sarkából nézve hasonló módon dolgozzuk fel, a kapott pontok koordináta-értékeit nyolcsatornás analizátoron adjuk ki. A lyukszalag adatokat sokcsatornás analizátor és x, y író segítségével, egyszínű fekete tinta használatával rajzoljuk ki. A négy egymás melletti kép a vizsgált szerv 45° -os szögből látott térhatású képet adja a szerv négy sarka felől nézve.

Programunk blokk-sémáját a 6. ábrán mutatjuk be. Gépi futás-
idő: kb. 14-16 perc, a képek kirajzoltatásához szükséges idő képenként 15 perc.



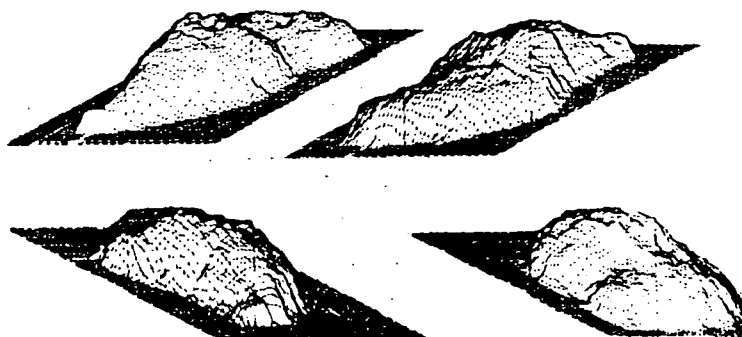
6. ábra

Klinikai értékelés

A 7. és 8. ábrákon arról a két betegről készített háromdimenziós képeket mutatjuk be, akiknek a primér és izointenzitás görbéinek felvételeit már az előbbi ábrákon láthattuk.



7. ábra



8. ábra

A háromdimenziós képeken a vizsgált májak alakja, a lebenyek egymáshoz viszonyított nagysága és aktivitást dúsító képessége jól megítélhető. A négy irányból készített képek lehetővé teszik, hogy a májat mintegy körbe nézzük, így nem marad olyan terület, amely figyelmünket elkerülné.

A 8. ábrán a már bemutatott cholecysta carcinomás beteg felvételét láthatjuk. Az előző felvételekkel szemben megfigyelhető, hogy az aktivitás zöme a bal lebenyben dúsul. Különösen kifejezett ez az elváltozás azon a felvételeken, ahol a vetítés a jobb lebeny felől történt. A jobb lebenyben viszonylag alacsonyabb plátó figyelhető meg. A jobb lebeny alsó és középső részén elhelyezkedő nagyobb hidegebb göbnek megfelelően ezen a plátón belül még behuzódások is láthatók. Az alsó szél felől történt vetítéseknél a cholecystának megfelelő behuzódást figyelhetünk meg. Az egészséges májakhoz viszonyítva az elváltozások igen kifejezettek, a megítélést a háromdimenziós ábrázolás mód elősegíti.

A bemutatott esetek analízise alapján a térbeli megjelenítés céljára kidolgozott számítógépes program rutinszerű alkalmazását hasznosnak tartjuk.

I r o d a l o m

1. ROSENFELD L.: Picture processing by computer
Academic Press. New York. 1969.
2. ROSENFELD L.: Connectivity in digital pictures.
J.Ass. for Comp. Machinery 17, 146, 1970.

SZÁMITÓGÉPEK A KÓRHÁZI ÉS RENDELŐINTÉZETI BETEGELLÁTÁSBAN

Kerekasztal-konferencia

E l n ö k Kalmár László akadémikus
és NJSzT Csongrád megyei Csoportjának elnöke

Résztvevők Aczél György
Bencze József
Bognár Miklós
Csernay László
Csibi Sándor
Horváth Mihály
Hunya Péter
Ivanyos Lajos
Madarász István
Ringwald Gábor
Simon Gábor
Szentgáli Gyula
Tóperczer Ákos
Viszt Éva

K a l i m á r László akadémikus megnyitó szavai:

Kedves Elvtársak, kedves Vendégeink !

Ezennel megnyitom kerekasztal konferenciánkat a számítógép alkalmazásáról a kórházi és rendelőintézeti betegellátásban. Az elmúlt két kollokviumon inkább az orvosbiológiai kutatások kérdései voltak napirenden, bár a második alkalommal már mindinkább előtérbe kerültek a betegellátási és egészségügyi szervezési problémák is. A Neumann János Számítógéptudományi Társaság azzal is alátámasztja huzni ezeknek a kérdéseknek a fontosságát, hogy a mostani kollokviumon a kerekasztal értekezletet ezek köré a kérdések köré kívánja csoportosítani.

Mégegyszer Udvozliöm a kerekasztal konferencia résztvevőit és valamennyi jelenlévő vendégünket. Külön Udvozliöm Aczél György elvtársat, az Egészségügyi Minisztérium főosztályvezetőjét, és bevezető referátumának megtartására felkérem dr. Madarász Istvánt, az orvostudományok kandidátusát, a Kibernetikai Laboratórium főmunkatársát.

M a d a r á s z István :

Pontosan két éve annak, hogy itt Szegeden először vetettük fel kerekasztal megbeszélésen, hogy "valamint kellene tennünk", szétnéznünk saját házunk táján abból a célból, hogy a mindnyájunk által objektív tendenciaként felismert, szükségszerűen elkövetkezendő új korszakra felkészüljünk. Meg akartuk vizsgálni, hogy milyen tudományos feladataink vannak a számítástechnikának az orvostudományba és általában az egészségügybe történő bevezetése előkészítésének az érdekében.

Nem akarom most ennek a két évnek a mérlegét megvonni. Az kétségtelen, hogy ami a Neumann-kollokviumokon elhangzott előadások probléma-érettségét és elméleti-technikai színvonalát illeti, a fejlődés imponálónak tűnt. De vajon azt jelenti-e ez, hogy ugyanilyen imponáló a haladás a tennivalók felmérésben, a koncepciók tisztázásában és a szervezési munkában is? Nem tudom. A tavalyi kerekasztal megbeszélés többé-kévesbé kritikusnak mutatta az e téren való előrehaladást. Ugy tűnt, hogy a magyar viszonyokat nemcsak a nyugat-európai, hanem kicsit a szomszédos országokhoz képest is bizonyos konzervatizmus jellemzi. Feladatom most az, hogy kapcsolódva a Neumann Társaság által kezdeményezett kerekasztalok hagyományaihoz, probléma-felvető jelleggel néhány tisztázásra váró, közös nézetek kialakítására serkentő kérdést ajánljak a tisztelt résztvevők figyelmébe.

1.) Javaslom, vizsgáljuk meg (amennyiben elengedő információval rendelkezünk), hogy van-e, vagy szervezés alatt áll-e egy olyan állami szintű akcióterv, amely világosan kitűzi a feladatokat és kijelöli a végrehajtás egymást követő lépcsőfokait. Most nyilván a főfeladatra gondolok, ezt nem ismételtem folyton.

2.) A számítástudomány és a számítástechnika jelenlegi fejlettségi szintjén milyen megoldási módok, illetve megvalósítási tendenciák figyelhetők meg a fejlett ipari országokban, gondolok elsősorban Nyugat-Európára.

3.) Hazai számítástechnikai kultúránk fejlettségi szintje lehetővé teszi-e a külföldi tapasztalatok átvételét, vagy sem.

4.) Hazai számítástechnikai ipari bázisunk lehetővé teszi-e egy autarchiás irányzat érvényesülését és ami ezzel szorosan összefügg: az egységes szocialista számítástechnikai rendszer keretén belül milyen reális lehetőségek adódnak.

A vitára javasolt kérdések köréből engedjék meg, hogy most a második pontot emeljem ki annak az alkalomnak a kapcsán, hogy 1972. szeptemberében résztvehettem Heidelbergben egy orvosi számítástechnikai szimpóziumon. Ugy gondolom, egy rövid beszámoló a tapasztalatokról nem lesz érdektelen, mert éppen a felvetett 4 probléma megválaszolásához tudnunk kell, hol tartanak az alkalmazási megoldások a szomszédos, nálunknál iparilag fejlettebb országokban. Engedjék meg, hogy a tapasztalatok felsorolásánál ne fontossági sorrendet, hanem egyfajta geográfiai megközelítést alkalmazzak. Először az osztrák, a finn majd a nyugatnémet, francia és végül az USA-beli tendenciákat szeretném említeni. Ennek csak úgy tudok eleget tenni, hogy egyrészt távirati stílusban ismertetem a legfontosabb dolgokat, másrészt lesznek bizonyos átfedések.

A konferencia rendezője az IBM volt. Ez volt a tizenegyedik IBM szimpózium, tizet az USA-ban rendeztek meg, ezt Európában, de amerikai résztvevőkkel. A bevallott cél az volt, hogy a tíz megelőző kollokvium tapasztalataiból kiindulva most már ne arról beszéljenek, amiről korábban: hogy lehet számítógépet alkalmazni, hogy az jól tesz az orvosnak, stb. hanem arról, hogy hogyan működnek azok a kórházi információs rendszerek, amelyek ma Nyugat-Európában de facto élnek. Ez azt is jelenti, hogy a tisztán software, vagy hardware jellegű előadások száma minimális volt, s a szimpóziumon inkább a nagy számítóközpontok és kórházak igazgatói, valamint egyetemek informatikai intézetének vezető professzorai vettek részt. Ennek megfelelően én is elsősorban ilyen jellegű problémákat emelnék ki.

Kezdjük azzal, hogy pl. Finnországban a tamperei egyetemen működik egy kis számítógép, amelyet elsősorban automatikus la-

boratóriumi berendezések adatainak processzálására használják, továbbá egy nagyon egyszerű páciens adattároló rendszer fő elemeként, valamint szerény, nem-totális eszközként a gyógyszer-forgalom racionalizálására. Az IBM 1130-as gépet, amely 1967-től dolgozik, bővíteni fogják és később helyére nagyobb berendezés terveznek. A jelenlegi gép üzemeltetési költsége: 25 amerikai cent/páciens/nap.

Bécsben, a Városi Kórházban egy IBM 360/32-es készülék 64 K-s memóriával működik 1968 óta. Ez a kórház 140 ágyas. A készülék fokozatosan épült fel, és még most is túlnyomóan off-line üzemmódban használják - elsősorban laboratóriumi vizsgálatok értékelésére, illetve tárolására. 1968-ban 180.000 vizsgálatot végzett a laboratórium, 1971-ben 260.000-t. Csernay dr. tavaly említette a labor vizsgálatok számának ezt a megállíthatatlan növekedési tendenciáját. Ehhez jön még 25 000 EKG és 45 000 röntgen felvétel évi átlagban. A berendezés további felhasználási területe egy egyszerű, nem totális páciens "adatbank". Az egyszerű azt jelenti, hogy alaposan megfontolva a legfontosabbakat egy páciens kórházi történetében, kevés számú adatot, de az összes páciensről megpróbálnak tárolni. Másrészt a kórházi adminisztráció segítésére és harmadszor egy sajátos feladatra: az ún. konziliárius és egyéb vizsgálatok koordinálására, illetve optimalizálására használják, beleértve az ambulanciák közötti betegforgalom optimalizálását is. 1973-tól nagy rendszerre kívánnak áttérni, amellel rendkívül érdekes, izgalmas software megoldásokkal is lehet találkozni Bécsben, de ez talán most nem ide tartozik.

Kiel, egyetem: ez egy nagyobb komplexum. Az egyetemi klinikák felépítése Kielben strukturálisan hasonlít a debreceni, vagy a szegedi klinikákhoz. Inkább a debrecenihez, mert egy aránylag nagy parkon belül pavilon-rendszerben helyezkedik el 21 önálló intézet, mintegy 1500 ágygal. Az önállóságon nagy hangsúly volt, az előadó többször is aláhúzta. Mi tudjuk, hogy mit jelent Magyarországon egy önálló, autonóm klinika, úgy látszik ők is tudják . . . Ennek ellenére alkalmaznak számítógépet: egy IBM 360/50-est, 128 K-s memóriával, amelyet 1973-tól 253 K-ra bővítenek ki megfelelő input-output perifériákkal a gép közelében, ezenkívül 5 terminállal. A fő teljesítménye ennek a rendszernek az adatbank. Software-jük moduláris felépítésű és variabilis. A rendszer természetesen lépcsőről-lépcsőre alakult ki. Erre a "stufenweise" típusú építkezésre rátérnek még.

Egy másik intézmény a tübingeni egyetem, ahol van egy "Abteilung für Medizinische Dokumentation und Datenverarbeitung" nevű intézet. Ezt egy orvosprofesszor vezeti. Jellegzetessége, hogy szintén lépcsőzetesen épült ki, három vagy négy éve, és modulárisan, azonban mégis önállóan létező feladatok összerakásából kívánták lét-

rehozni a nagyobb rendszert. Az előadó egy nagyon fontos elvet hangsúlyozott. Az elv, amit egyébként nemcsak ő, hanem gyakorlatilag mindenki, aki már működő rendszerről számolt be, többszörösen aláhúzott az, hogy objektíve lehetetlen előzetes koncepció nélkül kórházi adatfeldolgozó rendszert létrehozni, még a legkisebb változatot sem, mert később óriási költségbe és fáradtságba kerül - ha egyáltalán lehetséges - a rossz koncepció alapján felépített rendszer módosítása. Vannak egyetemek, ahol leállt a fejlődés azért, mert rossz volt az eredeti koncepció: nem moduláris, nem fejleszthető. Érdemes megemlíteni a sok közül egy praktikus alkalmazást: a kórházi osztályokon történő gyógyszerfelhasználás optimalizálását, melyet nem adminisztratív, hanem kibernetikai módszerekkel értek el. Az eredmény például az infúziók vonalán a következő: 1971-ben 48 000 márkát költöttek infúziókra, ezt 26 000 márkára tudták csökkenteni az optimalizálás bevezetésével.

Érdemes megemlíteni a hannoveri egyetem számításközpontját is, ahol biometrial intézetnek nevezik az irányító centrumot. Vezetője szintén orvosprofesszor és úgy látszik, hogy a hannoveri modell az, amelyik a magyar viszonyokhoz talán a legközelebb áll. Elsősorban azért, mert nem óriásgéppel dolgoznak, másrészt abban az értelemben is, hogy megfontolt software-fejlesztési politikát folytatnak. Ez azt jelenti, hogy nem minden alkalmazott programot maguk fejlesztettek. Vásároltak, de mielőtt megvették, megnézték, hogy bevált-e. Tapasztalataik alapján egy dolgot nagyon hangsúlyoztak és ez egyike azoknak a problémáknak, amelyekről már itthon is sok vita folyt. Ugy találták, hogy elengedhetetlen az orvos és a gép közötti kapcsolat on-line és dialógus jellege. Minden más kísérlet, amely arra törekszik, hogy az orvost űrlapok kitöltésével és egyéb adminisztratív munkával "szoktassa" a géphez, bizonyíthatóan balsikerral végződött. Ma már elfogadottnak tekinthető az az álláspont, hogy on-line és dialógus jellegű, tehát "konzervatív" kapcsolat kell, semmi más megoldást nem tartanak értelmesnek.

Menjünk egy kicsit feljebb. Koppenhága. A skandináv országokról túl sokat nem akarok beszélni, mert a skandináv államokban már kialakultak és működnek az ún. nagy rendszerek, ami számos sajátos fejlődési tendencia együttes hatásának eredménye, de éppen ezért tőlünk jóval távolabb van, mint pl. az osztrák vagy német modell. Ezeket az idő rövidsége miatt nincs értelme ismertetni. A nagy rendszerre egy példa: Koppenhága 1,2 millió lakosú, a környék 0,6, összesen 1,8 millió. 1965-ben elkezdték fokozatosan kiépíteni a rendszert, vettek egy IBM-1800-as, amely még most is működik. Később (1969)-ben elhatározták, hogy csinálnak egy regionális információs rendszert és az volt a határozott álláspontjuk, hogy ezt csak azért lehetett megtervezni 1969-ben, mert 4 év alatt kiala-

kult a szakorvosokból, software-hardware szakemberekből és rendszer-szervezőkből egy csoport, amely képes volt arra, hogy kihasználja egy nagy rendszer előnyeit. Tehát volt egy 1800-as, vettek hozzá egy új 1800-ast, ezt 10 mérföldnyire arrébb telepítették, majd vettek egy 360-ast, ezt telefonvonalakkal összekötötték a két 1800-al és ellátták 14 terminállal. Most felépül egy nagy kórház, oda vesznek egy IBM 370-est, amit természetesen összekötnek a többivel, és ezen kívül a terminálok számát is felemlik. Amint látjuk, itt már integrált információ-feldolgozó rendszerről van szó. Tudni kell hozzá, hogy a skandináv államokban az általános betegbiztosítás már sok év óta megvan, tehát nagy betegforgalommal kell számolni.

Első számú feladata a nagy rendszernek egy minden fontos adatra kiterjedő páciens-centrikus adatbank. Hogy ez mi mindent jelent, most nem kívánom részletezni, a szakirodalomban erről sokat lehet olvasni. Az információs rendszer kezelése az orvos oldaláról nézve főleg a display-terminálok révén történik, az egész rendszer - az ambulánsforgalmat is beleértve - többlépcsős. Ha pl. bejön egy új ambuláns beteg, akkor egészen más az eljárás, mintha már fektetett volna valamelyik kórházban, t.i. ez esetben az orvos a display-ernyőn először a beteg legfontosabb adatait kapja meg, azután - ha többre kíváncsi - megfelelő gomb lenyomásával előhívhatók a részletes adatok. Ha még többre kíváncsi, egy egész műtéti jegyzőkönyvet, vagy bármi egyébét is megszerezhet.

A rendszer következő feladata a kémiai laboratórium adatainak feldolgozása. Itt szintén felvetődött a növekvő számú laboratóriumi vizsgálatok problémája. (A tendencia a skandináv országokban is megállíthatatlannak tűnik.) Ugy látszik, hogy itt is optimalizálásra kell törekedni, de ennek még csak körvonalai sem alakultak ki. Azt hiszem, a rendszer többi feladatát már nem érdemes részletezni: röntgen-, valamint statisztikai vizsgálatok és ami idő marad, azt tudományos feladatokkal töltik ki.

Nyugat-Európában, Franciaországban, az NSZK-ban is van azonban még számos olyan egészségügyi intézmény, ahol igazgatási-, műszaki-, gazdasági-, személyzeti-centrikus a gép. Ilyen esetekben ki lehetett mutatni, hogy a kórháznak, mint üzemnek a gazdaságosságát egy jól megtervezett és erre méretezett számítástechnikai rendszerrel növelni lehet. Ez a rendszer egyúttal nem képes adatbank feladatokat is ellátni, a kettő együtt nem megy. Mindkét típusú feladat ellátásra ugyanis jóval nagyobb rendszer kell, de ennek a gazdaságosságáról még ezen a szimpóziumon is csak közelítő hipotéziseket lehetett hallani.

Befejezésül: Egyesült Államok. Az előadók jó része azt a jóslást kockáztatta meg, hogy három éven belül az Egyesült Álla-

mokban bevezetik az általános megbiztosítási rendszert. Ez számukra szinte fantasztikus feladatokat jelent: teljesen át kell tervezni az egészségügyi hálózatot és szolgáltatást. Ezt már most elkezdték csinálni, külön kutatócsoportok létesültek és úgy tűnik, hogy gazdaságos gépesítés irányában szeretnének fejlődni. Az USA-ból származtak olyan közlések is, hogy elindult a gazdaságossági kutatás. Kiderült, hogy ez egy új tudományága lesz a közgazdaságtannak: nem lehet ugyanis az egészségügy gazdaságosságának problémáját a régi közgazdasági normák alapján megoldani, mert egyenlőre nem lehet pontosan kifejezni pl. egy beteg munkaerejének a helyreállítását közgazdasági fogalmakkal. Nagyon szép kísérletes munkákat referáltak viszont arról, hogy az első ilyen próbálkozások mit mutattak. Egy dolgot említek csak meg: nagytömegű laboratóriumi vizsgálatok esetén, tehát ha a rendszer elég nagy, akkor a vizsgálatokra eső költség a manuális módszerekhez viszonyítva negyedére csökken. Az ambuláns betegforgalom optimalizálásánál a költségek kb. a felére csökkennek, viszont a kórházi intenzív-osztály alkalmazásoknál a költségek csökkenése nem mutatható ki. Fölvetik a kérdést, hogy hogyan lehetne mérni az intenzív ápolás hatásosságát.

Összefoglalva: A nagy rendszerek léteznek, a páciens adatbank már nem utópia. Megállapítható, hogy mindenütt lépcsőzetes fejlődés ment végbe: először kis- vagy középgepeket alkalmaztak, létrejött a hozzászokás periódusa, utána megfelelően megtervezve nagyon komoly állami beavatkozás és pénzügyi segítség révén, de főleg és elsősorban az állam részéről kiinduló operatív elhatározás, döntés és iránymutatás hatására jöttek létre a ma működő kórházi Információs rendszerek.

Nem volt általános optimizmus annak ellenére, hogy egy IBM szimpóziumon érthetően bizonyos gazdasági érdekek is manifesztálódnak. Egy dolog volt kétségtelen: a számítástechnika bevonulása az orvostudományba objektív tendencia, - nem tőlünk függ.

K a l m á r László :

Köszönöm szépen Madarász dr. bevezetőjét és azt javaslom, hogy koncentráljuk a kerekasztal megbeszélést az általa felvetett négy kérdésre, amelyek közül a második kérdésre éppen Madarász kollégától kaptunk sok választ. Tehát a négy kérdés a következő: van-e, vagy tervezés alatt áll-e olyan állami szintű akció-terv, amely világosan kitűzi a feladatokat és kijelöli a végrehajtás egymástkövető lépéseit, második: a számítástudomány és a számítástechnika jelenlegi fejlettségi szintjén milyen megoldási módok, illetve megvalósítási tendenciák figyelhetők meg a fejlett ipari országokban, a harmadik: a hazai számítástechnikai kultúra fejlett-

ségi szintje lehetővé teszi-e a külföldi tapasztalatok átvételét vagy nem. A negyedik: hazai számítástechnikai ipari bázisunk lehetővé teszi-e egy autarchiás irányzat érvényesülését és - ami ezzel szorosan összefügg - az ESZR (egységes számítástechnikai rendszer) keretén belül milyen reális alkalmazási lehetőségek adódnak. Nekem az a javaslatom, hogy vegyük sorra őket, kezdjük a kettessel. Ezt tulajdonképpen Madarász kolléga kezdte megválaszolni. A kérdéshez Horváth Mihály főorvos kíván hozzászólni.

H o r v á t h M i h á l y :

Én is abban a szerencsés helyzetben voltam, hogy résztvehettem egy NSZK-ra és valamennyire Ausztriára kiterjedő tapasztalatcserén elsősorban nukleáris területekre, de egyéb biológiai jelekre is vonatkozóan. A helyszínen igyekeztem a dolgokat működés közben tanulmányozni. Hannoverben pl. az izotóp laboratórium egész magas szintű számítógépe az ottani felfogás szerint periféria. Ragaszkodnak is ahhoz, hogy az ő Control Data 1500-uk periféria és majd bekapcsolják a nagy rendszerbe. Az EKG témában a wiesbadeni klinikával, Abel professzorral dolgoznak együtt. Ugyanakkor van fonokardiográfia, tehát klinikai területű programjuk is. Az NSZK-ban ettől függetlenül az EKG kérdéseket nem egyértelműen döntötték el, ők a standardizálásnak a körülményeire fektetnek nagy súlyt, hogy a lakosság különböző csoportjaiban milyen standard értékek vehetők fel és ahhoz ohaítanak komparálni. Kielben a gyermekklinikát néztem meg. A kieli gyermekklinikának a hemodinamikai és röntgen laboratóriuma ma Európa legfejlettebb és célszerűen kompjuterizált laboratóriuma. A helyszíni látogatás meggyőzött arról, hogy eljárásuk a Mayo klinikán bevezetett video-denziotmetriánál jobb teljesítőképességű és biztonságosabb. Az elemzés természetesen mágnesszalagon való közbülső digitális tárolásból történik és az egyes szivüregék körülhatárolását kontrasztolható színes tv-megjelenítés is segíti. Programjuk egy teljesen szisztematikusan kidolgozott program, egy nem kutató, hanem rutin hemodinamikai laboratórium számára. A wiesbadeni diagnosztikai klinikáról már tavaly is esett szó és annak idején az OMFB-ben magam is felhívtam erre a figyelmet. A következő praktikus szempontok vannak: a számítógép központban való ügyintézés - akár első vizsgálatról, akár ismételt szűrő vizsgálatokról van szó - napokra is elhúzódhat. A klinikához ezért szálloda is tartozik, a betegeket aszisztensnők kísérik végig a vizsgálati helyeken, az elszámolás a hivatalos állami tarifa alapján történik, és csak szűrővizsgálatokra van előjegyzett fix órazás. A komplett vizsgálat meglehetősen sokba kerül, ennek ellenére az intézmény gazdaságossága nem kevés vita tárgya. Vitatkoznak arról, hogy ilyen intézményt érdemes-e sorozatban többet az NSZK területén létesíteni. Érdekes megoldás, hogy a műszereket kölcsönzik és mindig a legújabb műszerek vannak

náluk. Tehát ezzel is óhajtják a célszerű működtetést szolgálni. Az biztos azonban, hogy a célkomputerek jelentőségét kimondottan hangsúlyozzák és nagyon törekszenek arra, hogy a célkomputerek végeredményben perifériák legyenek. Azt hiszem, ez az egyik legnagyobb tanulság.

Annyit szabadjon még megemlíteni - bár ebben Aczél főosztályvezető elvtárs sokkal érdekesebb -, hogy az Egészségügyi Minisztériumnak és az OMFB-nek van programja. Tehát megnyugtattunk mindenkit, hogy távlati programja felügyeleti szerveinknek van.

K a l m á r László :

Kérdezem, hogy a második kérdéshez - azaz, hogy mi van a fejlett európai országokban - van-e még valakinek hozzáfűznivalója?

C s i b i Sándor :

A Hewlett-Packard cég orvoselektronikai közleményében közöltek egy áttekintést arról, hogy kisseámítógépes rendszerek tömeges alkalmazásokban hogyan válnak be és hogyan alkalmazzák őket. 160 millió EKG-t becsülnék egy évben (Egyesült Államokban ebből 70 millió) és 1 milliót interpretálnak ma számítógépen az általuk ismert adatok szerint. Gulyás Ottóval két hete voltunk vendégek a Csehszlovák Kibernetikai Társaság egy hasonló összeövetelén. Hallottunk adatokat arról, hogy azt a rendszert, ami a Massachusetts Central Hospital-ban jelenleg működésben van, Bratislavában készülnék felállítani. 60 millió cseh korona a teljes beruházás, ennek csak egy része a kisseámítógépes rendszer. Ez egy érdekes adat arra vonatkozóan, hogy az ezzel tradicionálisan foglalkozók és a téma iránt érdeklődők mennyire aktívak ma.

K a l m á r László :

Köszönöm szépen. Javaslom, kérdezzük meg Aczél György főosztályvezető elvtársat, hogy tud-e olyan meglévő vagy tervezés alatt álló akció-tervről, amely világosan kitűzi a mi területünkön a feladatokat és a végrehajtás egymást követő lépcsőit.

A c z é l György :

Tisztelt Kerekasztall! Most egy éve azzal fejeztük be az erre vonatkozó kérdést, hogy megindult egy újabb koordinációja az államigazgatási számítógépes programnak. A tárca számítástechnikai alkalmazási programjának egyik alprogramja a "kórházi alkalmazás", kifejezetten ezzel a megjelöléssel, amit azonban úgy kell értelmezni, hogy ez nem csak leszűkítve a kórházon belüli, hanem általában a betegellátással kapcsolatos témákat jelenti. Egy másik kérdés a-

zonban, hogy a lépcsőknél milyen formában kell az egyes programokat hasznosítani, tehát hogy pl. a kórházi adatbank-jellegű fejlesztéssel olyan jellegű munkák, mint a táppénzes statisztikai rendszer elemzése, szinkronban menjenek. Hogy van-e program? Nos, a program elfogadott, leszögezett, tisztázva nagyjából és egészében azt, hogy a következő egy-két esztendőre, tehát ennek a tervidőszaknak a hátralévő részére milyen anyagi eszközöket tudunk ilyen célra hasznosítani. Van lehetőség arra, hogy egy-két helyen modellekkel elindulhassunk. A kérdés második felére tehát, hogy pontosan rögzítették-e a részletlépcsők -, mégsem mernék egyértelműen igennel válaszolni, mert ebben még elég sok vita van. Nagyon megragadta a füleket Madarász kollégának az a mondata, hogy az első lépésnek és a programnak a tisztázása a konkrét indítás előtt milyen súlyú. Azt hiszem, hogy mi már sokat vitatkoztunk, csak azt nem tudom, hogy az eddigi viták eléggé célzottak voltak-e ahhoz, hogy most azt lehessen mondani: zárjuk le őket. Ugy érzem, hogy sok tényező változása miatt még bizonyos további vitákra van szükség, a még nyitott kérdéseket most már szisztematikusabban és egy sor együttműködő számítástechnikai szakemberrel minél előbb tisztázni kell annak érdekében, hogy ezek a modellek indulhassanak. Nekünk külön öröm volt, hogy a kollokvium ezt a témát ennyire előtérbe helyezte és a kerekasztalt ide összpontosította. Az elmúlt két nap alatt lezajlott beszélgetésekből is nagyon sokat profitáltunk, éppen ezeknek a kezdő lépéseknek a tisztázására. A kórházi program úgy áll jelenleg, hogy ha sikerül az induló lépéseket tisztességesen megfogalmazni, akkor a következő két-három évben lehet vele reálisan számolni. Azonban szabadjon egy kérdésre még visszatérni Madarász et. bevezetőjéből: amikor azt mondotta, hogy ez a bizonyos indulás nagyon komoly és korrekt felkészülést igényel, ugyanakkor minden külföldi tapasztalat szerint a fejlődés a lépcsőzetesség és a fokozatosság, és nem a nagy rendszer megcélzásával kell, hogy induljon. Mi a módja annak, hogy kellő mértékben nézzünk előre anélkül, hogy valami fantomot próbálnánk üldözni, milyen legyen az a bizonyos előrelátás és programtisztázás, milyen mélységű és milyen terjedelmű? Figyelembe véve a nyugati tapasztalatokat, és a 3. és 4. kérdésnél előttünk álló problémákat, konkrétan mit jelent pl. a kisgép alkalmazási lehetőség, mit jelentenek azok a tömeges tapasztalatok, amiről Csibi et. is beszámolt, hogy ti. komoly felmérés van a kisgépekről, hol áll ebben a mi technikánk, stb, stb. Elég sok, s azt hiszem nem elég jól kezelt energia ment pocskába abban, hogy vártuk egymástól kölcsönösen az információt: mi a gépről, a géppel dolgozók a mi programunkról, és ez a két elvárás nem tudott úgy harmonizálni, hogy a program és a gép-probléma valahogy összejöhessen. Mindig félős, hogy a programunk elszalad, ha nem figyel a gépre, ha viszont a géppel nem találkozunk, a program légüres térben mozog és a modellkísérlet nem tud

előbbre menni. Ennyit tudok pillanatnyilag az állami programmal kapcsolatban tájékoztatást adni. A 3. és 4. kérdés kapcsán ehhez még néhány megjegyzést fűznék.

K a l m á r László :

Köszönöm Aczél et-nak ezt a nagyon értékes tájékoztatását. Azt hiszem, elsősorban a kórházak képviselőinek kell ehhez hozzászólniuk.

S z e n t g á l i Gyula :

Azzal szeretném kezdeni, hogy a népgazdaság keretén belül az egészségügy az inproduktív ágazathoz tartozik. Az egészség visszaállítása véleményem szerint a legkomplikáltabb gép: az ember erejének a reprodukcióját jelenti és az előttem szólók hivatkoztak is arra, hogy ez objektiván, az új tudományág alapján számítható. Kíváncsinos lenne, ha az egészségügy országunkban a produktív ágazatba kerülne, amely dotáció szempontjából is lényegesen módosítaná helyzetünket. A Bognár et. előadásában felvetett pénzügyi következmények, amelyek egy-egy százalék lefaragása kapcsán milliárdokat eredményeznek, arra a következtetésre készítetnek, hogy a magyar egészségügy abban az esetben még talán automatikusan is fejleszthető lenne, ha a jelenlegi népgazdasági körülmények mellett az egészségügy számára biztosított összegeknél nem kapna többet, de ezeknek az összegeknek a lecsapódását a rendszerszervezés és a számítástechnika folyamatos felhasználásával önállóbban kialakítani tudná, ezeket felhasználhatná a saját rendszerének kialakítására, és nem az egész népgazdaság összvolumenébe juttatná bele.

A kórházi adatoknak a feldolgozása és általában véve az egész rendszernek a kialakítása lépcsőzetesen valósítható meg, mégpedig a kis rendszereknek egyes területeken modell-kísérletekkel történő kipróbálása révén, majd a későbbiek folyamán a hálózat teljes összekapcsolásával. Ennek menetében egy vagy két olyan kórházi nagyosztály (vagy nagy, 1000-1500-as intézet) számítástechnikai módszereinek a kialakítását kellene modell-szinten megalkotni, amelyből megfelelő kritikával ki tudnánk kristályosítani az országunk számára részben külföldről adaptálható, részben a magyar szakemberek által is létrehozható rendszert. Én nagyon tisztielem és becsülöm a külföldi rendszereket, amelyek közül volt szerencsém nekem is néhányat látni, azonban meggyőződéseim az, hogyha mi erőinket összefoglaljuk, akkor az országban belül is meg tudnánk oldani nagyon sok mindent, de ezen emberek összevonása és egy eszmei, teljesen kialakított terv elkészítése nélkül résztervet sem tudunk végrehajtani. Arra gondolok itt, hogy egy kórházban részben a kórházi adatok (tehát a beteg adatai), részben pedig gazdasági adatok determinál-

ják a kórház működését. Ennek menetében nem nélkülözhetjük mindkét ágazatnak a számítástechnikai vonalon történő feldolgozását. A másik téma pedig, amelyiket nagyon szeretnék aláhúzni, hogy nem érünk semmit az utólagosan kiértékelt adatokkal, sem az egészségügy, sem a gazdaság területén: amikor egy folyamatba beavatkozni csak azután tudunk, amikor a folyamat már lezajlott. Feltétlenül szükséges lenne egy olyan modell kialakítása, ahol menetközben, részben a gyógyítási, részben a gazdasági együttműködésbe beavatkozni tudnánk, hogy azokat optimális szintre szabályozzuk. Ez lényeges változást hozna létre mind a diagnosztikában, mind a terápiában és nem a költségek csökkentésében, hanem betegellátásunk igényességének további emelésében.

K a l m á r László :

Nagyon köszönöm Szentgáli igazgató főorvos elvtárs szavalt, én magam teljes egészében egyetértek velük. Sajnos, a kerekasztal résztvevői közül egyedül ő, és Horváth dr. képviseli kórházat, de bizonyos szempontból a klinikák is kórházaknak tekintendők, mert más feladataik mellett gyógyítási feladataik is vannak. Ezért hát nem lesz érdektelen, ha sorra vesszük egyetemeinket. A SOTE részéről Ringvald Gábor kér szót.

R i n g v a l d Gábor :

Ugy tudom, miniszteri szinten is jóváhagyott, hogy mi az I.sz. Sebészeti Klinikán alakítsunk ki egy ilyen információs rendszert. De azon kívül, hogy ez a cél meg van fogalmazva, konkrétan semmit sem tudunk arról, hogy erre milyen anyagi támogatást kapunk és hogyan fog megvalósulni azoknak a szakembereknek az együttműködése, ami - ahogy itt említették - igen szükséges volna. Ugy érzem, hogy az, ami itt is szinte kristálytisztán megfogalmazódott, hogy u.i. nagyon fontos egy ilyen munka megindulásánál a cél megfogalmazása, nem történt meg. Nem tudom, hogy ez mennyire jellemző általában a magyarországi viszonyokra, továbbá nem tudom, hogy például itt Szegeden, ahol van ilyen munkacsoport az Orvosegyetemen, hogyan valósul meg, milyen céllal rendelkeznek és milyen támogatásban részesülnek.

Az előbbiekhöz azt szeretném mondani, hogy szerintem egy 1500-as létszámú klinikán nem lehet kis számítógépes rendszerrel indulni, még egy 400 ágyas klinikán mint az I.sz. Sebészeti Klinika sem. Jelenleg problémánk az is, hogy olyan kis számítógépet sem kapunk, amelyhez volna orvosi software. Itt elhangzott az is, hogy egyesek a software-t nem maguk alakítják ki, hanem kipróbált softwareket vesznek. Erre sem tudom, hogy van-e módunk, erről is

szeretnék tájékoztatást kérni a minisztérium képviselőjétől és tulajdonképpen nagyon röviden azt is szeretném megmondani, hogy nekem nem világos az a program, amely állítólag meg van már a minisztériumnak.

K a l m á r László :

Most megkérem Csernay kollégát, a SZOTE I.sz. Belklinika izotóp laboratóriumának vezetőjét, hogy szíveskedjék ehhez a kérdéshez hozzászólni. Ugy gondolom, ő eléggé ismeri a többi klinikákon folyó ilyen kezdeményezéseket is.

C s e r n a y László :

Én azt hiszem, hogy a felmerült kérdések, amelyeket Csibi Sándor és Horváth Mihály érintettek, egy kicsit komplikálttá teszik a problémát. Madarász István vitaindító előadása és sok hozzászólás, elsősorban Szentgáli igazgató hozzászólása, egy betegközpontu és bizonyos szempontból gazdaságossági - illetve gazdasági szempontu - rendszerről beszélt. Ugyanakkor egyes hozzászólók bizonyos tipikus orvosi-diagnosztikus eljárásokkal (EKG, nukleáris medicina, röntgen, hemodinamikai kiértékelő programok stb.) is foglalkoztak. Én azt hiszem, hogy ez már túl komplex kérdés. Egy célirányosan kialakított kis, vagy közepes nagyságú hardware-el egy adott diagnosztikus ág automatizálását és gépi kiértékelését - ha van ehhez anyagi erő és van ehhez hardware és software kapacitás - meg lehet oldani. Ez az adott helyen rendkívül hasznos lesz. Hasznos lesz talán más helyen is: pl. a TKI által kifejlesztett EKG kiértékelő programot bizonyos módosítással át lehet más, géppel rendelkező helyekre írni. Ugyanez vonatkozik nyilván minden ilyen típusu dologra. Itt azonban azt hiszem, hogy sokkal alapvetőbb kérdést kell, hogy feszegezzünk. Mi most az egyes egészségügyi egységek, illetőleg az egész magyar egészségügy számítástechnikai rendszerének a megteremtéséről diskutálunk, de nyilván nem mi fogjuk ezt itt elhatározni. Azt gondolom, hogy a kettő összekapcsolható: ha egy jó rendszer van, és ott van megfelelő hardware és gépi kapacitás, akkor ezeket a problémaorientált részletterületeket bele lehet ebbe az egységes egészbe kapcsolni, főleg ha ez a hardware, mondjuk, time-sharingben dolgozik, vagy elbírja ezt a plusz terhet is.

Szegeden pillanatnyilag tényleg órákkal állunk előtte annak, hogy az OMFB segítségével megkapott 10010-es számítógép, illetőleg az eredeti francia gép működni kezdjen, 16 K-s belső memóriával és a legfontosabb perifériákkal. Felmerült természetesen az egyetemen a kérdés, hogy mi az a legfontosabb feladat, amit nekünk itt ezen a téren el kell végeznünk, vagy meg tudnánk csinálni. Mi egy hibrid megoldás mellett törtünk akkor egyelőre lándzsát:

hogy ti. egyrészt a Kalmár professzor vezetése alatt álló Kibernetikai Laboratóriummal évek óta történő együttműködés alapján kifejlődött problémaorientált kísérleti és diagnosztikus software-t átírjuk a mi saját gépünkre, másrészt elkezdjük a Szentgáli igazgató úr által említett szervezési adatbank, illetve gazdasági tényezőkre orientált rendszernek a SZOTE keretein belül való felépítését. Valóban, ez a hardware ahhoz, hogy az egész egyetem adatbankját felépítsük, kicsi. De úgy gondoltuk, hogy egy vagy két, jellegében eltérő, tehát manuális illetőleg belgyógyászat-orientált adatfeldolgozó rendszert, mint modellt, ezen a kisgépen próbálunk felépíteni. A tapasztalatok alapján aztán el lehet dönteni, hogy az egész egyetemre vonatkozólag, egy már nagyobb hardware-nél, milyen módosítások volnának szükségesek. Felmerült az, hogy nem kell mindent magunknak fejlesztenünk, meg kell vennünk, vagy adaptálni kell. Ez pl. a jelen szegedi szituációban egy teljesíthetetlen kíváncsi, mivel ennek a francia gépnek és a Viscont 10010-nek ilyen orvosi software-je nincs. Ez már tavaly kiderült. (Itt most nem a problémaorientált programokra gondolok, hanem adatbank-jellegű software-re és betegcentrikus software-re.) Az az érzésünk, hogy ebben az irányban magunknak kell elkezdenünk dolgozni, mert egy egészen más típusú nagy gép rendszerét egy kisgépre átvinni nagyobb fáradtság és nagyobb időtöbblet, mint hogyha a mi matematikai csoportunk erre a két eltérő kis modellre, azaz egy-egy klinikára ilyen jelleggel vizsgálatokat csinál.

K a l m á r Lószló :

Hadd tegyem ehhez hozzá, hogy az, hogy a szegedi Orvostudományi Egyetemnek most van egy kisgépe, annak köszönhető, hogy a szegedi orvosok hamar felfedezték azt a lehetőséget, amit a Kibernetikai laboratórium létrejötté Szegeden az ő részükre jelent, hamar reagáltak a kollaborációs ajánlatunkra. Kiss Árpád, az OMFB akkori elnöke vetette fel, hogy ha az Országos Műszaki Fejlesztési Bizottság hozzájuttatja a Szegedi Orvostudományi Egyetemnek egy ilyen géphez, meg tudná-e a SZOTE ezt azzal hálálni, hogy kifejleszt egy részben problémaorientált, de elsősorban betegorientált software-t. Mi a magunk részéről vállaltuk, hogy a segítséget megadjuk hozzá, és úgy látszik, hogy a SZOTE részéről a munka orvosi része biztosítva van. De ne higgye senki, hogy ez a gép egy ajándék, ez komoly kötelezettség is, amit feltétlenül be fognak rajtunk hajtani. Ezt magyarázatként hozzá kellett tennem.

Mivel az egyetemeken kívül a SZOT Társadalombiztosítási Főigazgatósága is érdekelt ebben a kérdésben, hallgassuk meg Dr. Bognár Miklóst erről az oldalról is.

B o g n á r Miklós :

A tegnapi elnöki megnyitóban Kalmár professzor emlékeztetett bennünket arra, hogy a kibernetikát csak kollaborálva lehet művelni. Azt hiszem, hogy ezt a gondolatot folytatjuk most ennél a kerekasztal beszélgetésnél, és hogy különböző okok miatt tulajdonképpen biztatón nézhetünk a jövőbe. Ez az optimizmus - azt hiszem - megalapozott, gondolok itt elsősorban a most elhangzott hozzászólásokra, az előadásokra, valamint egy sor olyan tanulmányra amelyek hasznosan kiegészítenék egymást bizonyos értelemben.

Engedjék meg, hogy utaljak az előadásomban elmondottakra, most elsősorban főkönyvelőként beszélek itt, aki a pénzügyi kérdések oldaláról kénytelen sok mindent megnézni. Meg merem azt a kijelentést kockáztatni, hogy nem állunk olyan nagyon rosszul. Konkrét példával alátámasztva: míg az NSZK-ban az én területemen 80 számítógép működik a mi egy számítógépünkkel szemben, mi viszont egy bizonyos folyamatot egyharmad annyi idővel tudunk előállítani, abból kiindulva, hogy van nekünk olyan előnyünk, ami nincs odaát - ez pedig a társadalmi rendszerünkben, a koncentrációból adódó előny. Ezt a koncentrációt gyakorlatilag aprópénzre is lehetne váltani, hiszen köztudott, hogy finanszírozási kérdések esetén az Egészségügyi Minisztérium és a Pénzügyminisztérium dialóg-kapcsolatáról van szó. Ugy érzem, hogy a társadalombiztosítás az egészségügynek hasznosan tudna segíteni. Utalok itt arra, hogy ha a 4 milliárd forintos táppénzből, a közel hárommilliárd forintos gyógyszeralapból csak egy százalékos megtakarítással számolunk, akkor nagyon sok minden fedezhető a hardware-t illetően.

Elhangzott az is, hogy az 10010-el kapcsolatban a szegedi-eknek milyen komoly problémájuk lesz, és van jelenleg is. Akinek ezt meg kell oldani, - a Videotonnak nyilván elsősorban - mindenféleképpen gondolnia kell arra is, hogy ha a hazai körülmények között megfelelő modellek üzemeltetése következtében orvosi software-t kidolgoz, akkor ennek a gépnek a piaca nemzetközi szinten is jóval nagyobb lesz, mint jelenleg. Nos, az a modell, amire én utaltam az előadásban, tulajdonképpen alkalmas arra is, hogy végezzen olyan munkákat, amelyekről itt előadások hangzottak el és napközben, vagy este, vagy bármilyen más időközben futtathat olyan statisztikai feldolgozásokat is, amellyel realizálni lehet a táppénzzel kapcsolatos dolgokat. Így azt hiszem, hogy bizonyos értelemben a finanszírozási kérdésben is tudnánk segítséget adni.

K a l m á r László :

Köszönöm szépen Bognár kollégának ezt az érdekes kiegészítést. Valójában Szegeden egy francia gyártmányú CII-10010-es gép van, aminek magyar változata a Videoton 1010 B. A kettő nem azo-

nos, de minőségileg jobban jártunk, mivel devizát is adott az OMF. (Nem akarom az iparunkat lebecsülni, mert biztos, hogy a licenc alapján nemcsak ugyanezt megcsinálja, hanem remélhetőleg tovább is fejleszti). Ez a gép nem azonos az R-10-el. Miután a CII cég ki-
jött egy MITRA-15-ös elnevezésű, fejlettebb kisgéppel, annak is megvettük a licencét, és most jelenleg ennek a legyártásán fárado-
zik a Videoton. 5 db van is már belőle, és a legjobb úton haladunk, hogy ez is forgalomba kerüljön. Az a software - amit mi itt ki fo-
gunk fejleszteni - tanulságokkal szolgálhat majd a MITRA 15 alapon készitendő R-10 szempontjából is.

A c z é l György :

Ringvald kolléga kérdésére legszívesebben azzal válaszolok, amit Csernay kolléga mondott: a modell kialakítása során szigorúan ragaszkodni kell ahhoz, hogy ne keverjünk ebbe bele különböző területeket, mert akkor káosz lesz belőle és semmiképpen nem mo-
dell. A másik oldalról viszont: ha valahol lesz egy gép, amelyen a modell kialakul, és annak van kapacitása, akkor magától értet-
dőnek tartjuk, hogy arra rá lehessen tenni bármilyen más programot. A harmadik: a tavalyi kerekasztalnál volt szó arról, hogy ha itt Sze-
geden meglesz a gép, a szegedi egyetem el tudja-e képzelni azt, hogy kórházi adatbank-jellegű munkában részt vegyen? Nagyon örü-
lök annak, hogy olyan egyértelmű és világos volt a válasz, hogy nem kizárólagos feladatként, és nem úgy, hogy az egyetem egészét átfogja, de egy részfeladatot vállal Szeged. Ebben az esetben nyíl-
vánvaló, hogy ezekkel a modell-munkálatokkal "ab Start" együtt kellene dolgoznunk, és akkor ezek nagyon hasznos előmunkálatok lehetnek, mert mire mi a modellhez jutunk, itt már tulajdonképpen munkák folytak. Ami a budapesti I.sz. Sebészeti Klinika programjá-
val kapcsolatban felvetődött, én ezt a programot konkrétan nem ismerem. A Semmelweis Orvostudományi Egyetemnek van egy, ettől különálló programja, ami alapvetően oktatási feladatra épült, és van egy oktatási célú gép-igérete. Nem ismerem, hogy az egyetem ennek a gépnek a kapacitását - miután elsődlegesen oktatási fel-
adatokra kapja - hogyan fogja részben tudományos, részben esetleg gyógyászati jellegű témákra felhasználni.

K a l m á r László :

Köszönöm Aczél et. tájékoztatását ebben a kérdésben és most Bencze József a Műszeripari Kutató Intézettől kíván a kérdés-
hez hozzászólni.

B e n c z e József :

Az előbb felmerült a kérdés az egészségügy területén dolgo-
zók között, hogy a gyógyítás inproduktív ágazat. Had használhassak

én is egy analóg kifejezést, azt, hogy infrastruktúra. Az országban nemcsak egészségügyi intézményekben, akadémiákban, hanem más helyen is egyre több lesz a számítógép. Kérdés viszont az, hogy ki vannak-e használva, megfelelően telítettek-e azok, vagy pedig nagy beruházások árán és egy kicsit a divatnak hódolva, más területről, esetleg olyan helyről történnek pénzelvonások, amelyek éppen a számítógép-programnak az optimális előrehaladását biztosítják. Ez a bizonyos infrastruktúra. Ha Magyarországon valamilyen kórházunk olyan egészségügyi berendezéssel, mint a közönséges EKG vagy EEG, vagy más hasonló diagnosztikai műszerrel fel van szerelve, akkor lehet - ez személyes véleményem - nagymértékű anyagi támogatást fordítani számítógép programok, illetve számológépek alkalmazására. Szükség van a számítógépre, de megfontolandó, hogy ezeket a rendelkezésünkre álló pénzüsszegeket milyen arányban fordítják számítógépre, illetve az általam infrastruktúrának nevezett másik területre, konkrétan a műszeriparra.

Itt az egészségügyi területen merült fel a számítógép alkalmazásának problémája. Ez felmerül ipari területen is. Nagyon tisztában vannak az ipar területén dolgozó szakemberek is azzal, hogy fel kell készülni ipari oldalról is ennek a programnak a megvalósítására. Az ipar oldaláról is van olyan irányú törekvés, hogy elősegítsék a számítási programot az egészségügy területén. Két évvel ezelőtt létrehozták a KGST országokon belül az orvuskutatási eszközök, műszerek koordinációs központját. Ennek a központnak a kormányunk által is elfogadott programja lényegében a számítástechnikai feladatoknak azt a bizonyos infrastruktúráját célozza. Ebben a programban - melynek a magyarországi képviselője a MEDICOR Művek, több intézmény is részt vesz: az ORMI, az EMG, a Videoton, a MIKI és még sok más intézmény, illetve vállalat. Az OMFB-nek is van bizonyos elképzelése arra vonatkozóan, hogy támogatást adjon az illető vállalatnak e program kidolgozásához.

Segítséget kell azonban elsősorban a jelenlévő illetve a távollévő orvosoktól kérni a biológiai vagy orvosi programoknak, software-nek a kidolgozásában. Ez a terület az, amelyik véleményem szerint a lehető legrosszabbul áll Magyarországon. Van számítógépünk, esetleg még jó műszerünk is, amit a számítógéphez tudunk alkalmazni, de kellene cselekedni, software-eket készíteni. Ehhez viszont valóban kell a számítógép.

K a l m á r László :

Köszönöm a probléma felvetését, és köszönöm, hogy a végén mégiscsak kiderült, hogy számítógép nélkül számítógép alkalmazás nincs. Persze, sok minden egyéb nélkül sincs, itt elismerem az infrastruktúra létét, itt arányok kialakításáról van szó. Ehhez szeretném Csernay kollégának megegyszer megadni a szót, mert neki vannak már tapasztalatai ilyen vonalon is.

C s e r n a y László :

Ezzel a felszólalással bizonyos részleteiben egyetértek, de úgy gondolom, hogy egy veszélyes mag is van benne. Tudniillik az "ágytál, vagy számítógép" elméletnek ez az infrastrukturába bújtatott megfogalmazása azt jelenti, hogy - noha sok igazságot hordoz magában mérőműszerezettségünk elmaradottságát illetően, - mintha tulajdonképpen itt valami választ elött állnánk. Ha választani akarunk, és ebben az esetben a tömegek nyomására logikusan az ágytál mellett fogunk választani, akkor konzerváljuk esetleges elmaradottságunkat és meggátoljuk azt, hogy éppen egy fejlettebb, betegcentrikus, vagy gazdaságcentrikus egészségügyi felépítményben megspóroljuk, vagy visszanyerjük az ágytál, illetve a mérőműszerek fejlesztéséhez a dolgokat. Tudom, hogy Bencze kolléga nem ezt akarta mondani, de így lehet érteni, és sokan vannak az orvosok között is, akik ezzel a nyilvánvalóan új dologgal szemben védekező, konzervatív álláspontot foglalnak el. Felállítanak ilyen képleteket, és ezeket aztán logikusan megcáfolják, pl. így, hogy "mit akarunk mi számítógéppel, amikor még nincs jó EKG-nk, vagy EEG-nk, vagy analizátorunk", stb. A magyar egészségügy műszerezettségének javításához a további jelentős erőfeszítést éppen a magyar ipartól várnánk, de bizony a magyar műszeripar sok-sok adóssággal tartozik a magyar egészségügynek. Ezen javítani kell az iparnak, nekünk pedig a hozzáállásunkon és nyilván erre is pénz kell. Egyetértek vele, hogy ha csak divatból veszünk számítógépeket és azokat ott hagyjuk állni, akkor sokkal okosabbra is lehetne használni a pénzt, de bízunk abban, hogy mi okosan fel tudjuk ezeket használni. Ahová a magyar egészségügy számítógépet meggondoltan beállít, ott igyekszik ezt gazdaságosan kihasználni. Ha ebben bízunk, akkor már nem lehet ezt az "ellentétet" felállítani.

K a l m á r László :

Még ehhez a kérdéshez hallgassuk meg újra Szentgáli Gyula dr. igazgató főorvost.

S z e n t g á l i Gyula :

Bencze kolléga felvetése egyuttal hozzánk, orvosokhoz is szólt: hogy ime, meglesznek a gépek, most már az orvosok objektívizálják az orvostudományt. Ez eddig sem Magyarországon, sem az Egyesült Államokban nem sikerült és még nagyon sokáig nem fog sikerülni. Csernay dr.-al értek egyet abban, hogy azért, mert bizonyos területeken mi le vagyunk maradva - egy-egy műszerrel - ettől függetlenül ki kell nyitnunk olyan ajtót, vagy ablakot, amelyen át a legmodernebb témákba is bele tudnak az emberek nézni. Engedjék meg, hogy ennek kapcsán felvessem a tudati átalakulás kérdését. Ma még

a magyar orvostársadalom nem jutott el odáig, hogy maga is aktívan résztvegyen ebben a munkában. Az óhaj megvan, de egyszerűen még nem jutottunk el annak a tudatáig, hogy interdiszciplináris tudományterületet kell kialakítani. Magyarul: kell, hogy olyan orvos-matematikusok, orvos-biológusok, orvos-mérnökök legyenek, akik interdiszciplináris vonalat tudják majd képviselni. Ha pedig ezt egyáltalán felvetjük, akkor rögtön előttünk van, - és ezért kértem tulajdonképpen szót - egy olyan feladat, amely megelőz mindent: mégpedig a továbbképzés, vagy kiképzés feladata. Tudok arról, hogy pl. a teljesen kialakított francia szisztéma mellett, amely az egészségügyi számítástechnikai vonalon bevált, egyfajta átalakítást határoztak el a francia egészségügyi minisztériumban, és erre az átállításra öt évet adtak. Tehát egy nagyon hosszú folyamatról van szó. Abban kell egyetértőnk - amit Aczél et. is mondott -, hogy nem inproduktíven kell eltölteni az időt (mint ahogy sajnos egy-két évet már eltöltöttünk), hanem kétfelé dolgozni: egyrészt a megfelelő szakemberek kiképzését azonnal elkezdeni, másrészt pedig tisztázni az egész hálózat kialakítását, célját és feladatát.

Még egy szót csak: Felhívnam Csernay dr. figyelmét a kollaborációra, mert, az a gép amelyről beszélt, tudomásom szerint már lyukkártya-beolvasóval is rendelkezik. Ugyanis a szekszárdi megyei kórházban 150 000 beteg 80 pozicionált kitöltött lapja van, amelynek egyes fázisait minden további nélkül rendelkezésre tudjuk bocsátani, s egy közös kollaborációval valóban klinikai software-t tudunk kipróbálni a géppel.

K a l m á r László :

Én a matematikus részéről is aláhuzom, amit az előttem szóló Szentgáli dr. mondott, hogy t.i. értelmetlen célkitűzés volna az orvostudomány, az orvosi praxis matematizálása, erről szó sem lehet. Nem ez a cél, hanem az, hogy a számítógépből is csináljunk éppen olyan hasznos segédeszközt az orvosnak, mint mondjuk a röntgengkészülékből, EKG-ből, vagy EEG-ből sikerült csinálni. Csak arról lehet szó, hogy a számítógép segédeszköze az orvosnak, az orvos tudományos és gyógyítási feladata változatlan marad. Ehhez pedig ki kell képezni orvosokat is olyan irányba, hogy ezt a segédeszközt használni tudják. Ezek után javasolom, hogy térjünk át a hármaskérdés megvitatására, tehát arra, hogy hazai számítástechnikai kultúránk fejlettségi szintje lehetővé teszi-e külföldi tapasztalatok átvételét vagy nem? Kezdjük Hunya Péterrel, a Kibernetikai Laboratórium tudományos munkatársával.

H u n y a Péter :

Először is a software kérdéssel kezdeném. Felvetődött az, hogy software-t lehet vásárolni. Igen, software-t lehet vásárolni olyan helyről, ahol ugyanolyan gép van. A magyarországi kőgép-ellátottságot figyelembevéve csak úgy tudunk software-t vásárolni, ha gépeket is veszünk hozzá. Ez megoldhatatlan dolog. A magyarországi számítástechnikai kultúrára azonban talán jellemző lehet az a szintén Szegeden, 1972 augusztusában rendezett kollokvium, amelynek témája különböző software rendszerek kialakítása volt. Ebből világosan kitűnt, hogy ma Magyarországon rendelkezésre áll egy olyan bázis, amely képes magasszintű, gyakorlatban működő software rendszerek kialakítására. Itt szeretnék utalni a TKI munkájára, amelyből egy nagyon szépen működő probléma-orientált rendszert ismertünk meg. Igen nagy örömmel töltött el az, hogy pl. dialógus üzemet láttunk benne. Utalnék Madarász kollégának arra a megjegyzésére is, hogy a számítástechnikai kultúra szintjének emeléséhez nem elég a mai szintű számítástechnikát propagálni, hanem a számítástechnikát is olyan színvonalra kell emelni, hogy az könnyen terjeszthető legyen. Ennek pl. egyik eszköze a dialógus üzemu, probléma-orientált rendszerek kifejlesztése. A matematikusok oldaláról tudom biztosítani a jelenlevőket, hogy matematikus, illetve software kapacitás található az országban. Kérdés az, hogy ezt hogyan tudjuk ennek a célnak az érdekében mozgósítani.

K a l m á r László :

Köszönöm, kérem Viszt Évát, aki a SOTE-ban végez hasonló feladatokat, mint Hunya Péter a JATE Kibernetikai Laboratóriumában, vagy legalábbis tervezi, hogy végezni fog, - szóljon hozzá a felvetett kérdéshez.

V i s z t Éva :

Kapcsolódnék Hunya Péter utolsó megjegyzéséhez, hogy Magyarországon valóban található egy software-bázis. Kérdés, hogy ezt hogyan lehetne mozgósítani, hogy egészségügyi software-t alkossunk? Azt hiszem, hogy egy nagyon jól átgondolt számítógép beruházással. Ez alatt azt értem, hogy Magyarországon ma két-három kőszámítógép típus van üzemen, az egyik a 10010-es, a másik a TPA-1001-es vagy a TPAi és esetleg még várható, hogy a MITRA -15 bekerül. Abban az esetben, hogyha ezt a három géptípust szétszórjuk az egészségügyi hálózatban, akkor megosztjuk azt a társaságot, amely alkalmas arra és vállalja azt, hogy az orvosi software-t elkészítse. Zárójelbe tenném, hogy ezek közül tudomásom szerint a TPA olyan, hogy sok külföldi tapasztalatot lehet vele itthon realizálni, mert főleg laboratóriumi mérések automatizálására számos program készült ilyen, vagy ehhez hasonló számítógépre. A mi hely-

zetünk az, hogy talán a közeljövőben számítógépet kapunk, és hallottuk, hogy feladatunk az oktatás. Azt hiszem, ilyen egyértelműen nem lehet leszögezni, hogy a budapesti Orvostudományi Egyetem Számítástechnikai Központjának kizárólag az oktatás legyen a dolga. Maga a csoport sem tudná így elképzelni. Ezt úgy értem, hogy a kórházi betegellátás, a tudományos számítások és az oktatás nagyon is összefügg ebben a kérdésben. De alapvető és lényeges, hogy egyáltalán gép legyen.

K a l m á r László :

Voltak olyan "hősi idők", amikor Magyarországon még nem volt számítógép és mi elkezdtünk krétafizika-alapon oktatni általános számítástechnikai ismereteket, orientálva egy bizonyos cambridge-i gépre, az EPSAC-ra, amelyről t.i. volt könyv. Hát voltak ilyen hősi idők, de ma már a megfelelő kormányhatározatok is elismerték, hogy az oktatáshoz gép kell. Most ideje volna meghallgatni a Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola véleményét is erről a kérdésről, ezért megkérem Iványos Lajos kollégát, hogy szíveskedjék hozzászólni.

I v a n y o s Lajos :

Először néhány oktatási tapasztalatról hadd számoljak be. Mi ugyan nem orvosokat oktatunk számítástechnikára, hanem számítógép-üzemeltető mérnököket, de a tapasztalatunk egyértelműen az volt, hogy a mérnök-gép kapcsolat on-line dialógus kell legyen, gondolom annál inkább így kell ez legyen az orvos-gép vonatkozásában. Szeretném egyuttal sajnálkozásomat kifejezni afölött, hogy egy megkezdett ilyen irányú munka félbemaradt. Tudomásom van ugyanis arról, hogy a 10010-es gépre elkezdődött egy konverzációs programnyelvnek a kidolgozása, amelyet azonban - pontosan nem tudni mi okból - a fejlesztő intézetek félretettek. Mi viszont kapcsolatban állunk néhány orvosi intézménnyel és készítünk programokat konverzációs programnyelveken. Szeretném megragadni az alkalmat arra, hogy megkérjem a tisztelt jelenlévőket, forszírozzák, hogy a 10010-es gépen ennek a konverzációs nyelvnek a készítése be is fejeződjön. Ebben az esetben mindazok, akik 10010-es géppel dolgoznak, pl. itt Szegeden, minden további nélkül megkaphatják és használhatják azokat a programokat amiket másutt kidolgoztunk ezen a programnyelven.

Egy másik rövid megjegyzésem arra vonatkozik, hogy a nagy-gép kategória alján valahol az R-40-es látszik, a középgép kategória-dereacán valahol az R-20, R-30 helyezkedik el és a kisgépek azok, amelyekkel Magyarországon ténylegesen számolhatunk. A közeljövő időszakra tervezett R-10, MITRA-15 és a TPA-70-es eleve - legalábbis a gyári leírások szerint - konverzációs programnyelvvé lesznek

ellátva. Ezekben legalább software vonalon kell bizonyos egységet teremteni és valamilyen programnyelvet kiválasztani, amelyen érdemes minden gépre megcsinálni a compilert.

A továbbiakban az ipar néhány kérdésével szeretnék foglalkozni. Ahhoz, hogy egy információs rendszer létrejöhessen akármilyen területen, pl. az egészségügy területén, gondoskodni kell adatrögzítő berendezésekről. Azonban ha szétnézünk a kapható adatrögzítő berendezések között, akkor nem találunk olyat, amit pl. egy orvosi-kémiai laboratóriumban el lehet helyezni, hogy írógép helyett, vagy kézírás helyett azon írják le a leletet és az közvetlenül lyuk-szalagra vagy mágnesszalagra kerüljön. Ilyen berendezések nagyon lényegesek lennének: ezeket az iparnak kellene produkálnia. Egy másik hasonló, ipari jellegű probléma: túlságosan drágák a display berendezések. Nagyon lényeges, hogy amikor számológépeket alkalmazásba veszünk, akkor ezeket mindjárt olyan perifériákkal lássuk el, amelyek tényleg kórházba valók és nem zajos teletype-on, vagy Perfo-nom perifériákon rögzítsük az adatokat. Most rátérek az utolsó kérdésre, hogy mire használhatók a kis számológépek és hol kell keresni a felhasználási területeket. Ilyenek: EKG értékelés, EEG értékelés, radiológiai alkalmazások, őrzőrendszerek.

M a d a r á s z István : Az EEG nem megy. Ahhoz ez a típus túlságosan kicsi.

I v a n y o s Lajos : Nem biztos. Ezzel vitába szállnék. Viszont az előző kollokviumok anyagában nem találtam arra vonatkozó utalást, hogy bárhol is foglalkoznának orvosi-kémiai laboratóriumok automatizálásában a számítógép alkalmazással.

C s e r n a y László : Szeretnék, de nincs autoanalyzer, amihez illeszteni lehetne a rendszert. Lássuk be, hogy ez valódi "infrastruktúra" probléma. E nélkül, tehát egy egyszerű tastatura alkalmazásával, nem érdemes.

I v a n y o s Lajos :

Az így valóban nem megy. Éppen ezért úgy érzem, hogy az ilyen alkalmazásoknál még nagyon sok probléma vetődik fel. Ezek elsősorban az on-line alkalmazások, ahol egy adatgyűjtési fázis egy értékelési fázissal váltja egymást. Az on-line alkalmazásoknál műszereket kell csatlakoztatni a számítógéphez és ha megnézzük az egészségügy műszerparkját, vagy valamelyik orvosi műszereket gyártó cégnek a műszereit, akkor azt tapasztaljuk, hogy a kimenő jelszintek tartománya durván eltérő skálán mozog. Kétségbeejtő, mert ez nem teszi lehetővé, hogy a meglévő műszereket direkt módon, valami egyszerű illesztő perifériával csatlakoztatni lehessen a géphez.

Megnehezíti a dolgot, hogy sok esetben van szükség nemcsak három- vagy négy, hanem esetleg hét, vagy nyolccsatornás jelfeldolgozásra. Ezeknek a jeleknek a frekvenciaspektruma sokszor 5-10 KHz és itt már komoly műszaki problémák jelentkeznek. Lehetne még sorolni azokat, a gyártó cégeket terhelő problémákat, amelyek nehezzé teszik azt, hogy a kisgépek közvetlen alkalmazási területüket megtalálják. A software-vonalon - bár ezt nagyon nehéz eldönteni, mert sokszor a gyártócégek nem akarják magukra vállalni az alapsoftware fejlesztést sem, - szükség van egységes programnyelvre, amit alkalmazni lehet.

K a l m á r László :

Nekem az a véleményem, hogy egy teljesen univerzális nyelv bonyolultabb volna, mint a szokásos természetes nyelvek. Az orvosok elsősorban egy orvos által könnyen elsajátítható és orvosi problémák megfogalmazására alkalmas célnyelvre vágyakoznak. Neki kell kezdenünk, és ez legyen majd Magyarország hozzájárulása az orvosi alkalmazások előreviteléhez. Most pedig az iparnak kell megadni a szót.

S i m o n Gábor :

A Bencze kolléga által már felvetett problémáknak bizonyos felhasználási területekhez kapcsolódó jelentőségét kívánnám kiemelni. Egyértelműen kitűnik, hogy szükség van egy olyan láncre, amely biztosítja a technológiai folyamat, vagy ebben az esetben egy kórházi ágyon fekvő beteg bizonyos paramétereinek, pl. EKG adatok, vérnyomás, testhőmérséklet, pulzusszám stb. rögzítését és a számítógépes feldolgozás és tárolás felé való biztosítását. Ivanyos kolléga is említette, hogy azok a jelátalakító berendezések nagyon hiányoznak, amelyek egységes tartományban tudják biztosítani a beteg paramétereire jellemző analóg vagy digitális jeleket. Emellett szükség van egy periféria-rendszerre, amely képes ezeket az adatokat a központi egység típusától függetlenül kezelni és ez a real-time periféria rendszer csatlakozik a központi egységhez, amely a feldolgozásokat, és az ún. hagyományos perifériákkal a szükséges kijelzéseket és tárolásokat elvégzi. Az Elektronikus Mérőkészülékek Gyárának hazai viszonylatban egyedülálló gyakorlata van az ipari folyamatok mérési adatgyűjtésében, ellenőrzésében. Ezeknek a tapasztalatoknak a felhasználásával folyik most egy real-time periféria-rendszer fejlesztés, mely lehetőséget biztosít az orvosi gyakorlatban is olyan on-line felhasználások számára, mint pl. a betegmegfigyelés. Arra szeretnék még utalni, hogy sok szó esett általában a számítógép központi egységeiről, és elég kevés a perifériákról, pedig az utóbbiak a számítástechnikai alkalmazások bővülésével

egyre nagyobb súlyt kapnak. Ezért tartottam szükségesnek erre a real-time periféria-rendszerre utalni, mely koncepciózusan az ESZR programok előírásainak figyelembevételével készül, és egyik legjellemzőbb tulajdonsága a gép-függetlenség, ami azt jelenti, hogy igyekszünk figyelembe venni az ESZR program központi egységeinek a paramétereit, és olyan univerzális interface-t létrehozni, amelyik a jövőben kapható R-sorozat központi egységeihez is felhasználható lesz.

K a l m á r László :

Köszönöm szépen és kérem Toperczer Ákos kollégát, hogy azokra a kérdésekre, melyek - többé-kevésbé nyíltan - a Videotonnak voltak címezve, válaszoljon.

T o p e r c z e r Ákos :

Az első és a negyedik kérdéscsoport a kerekasztal vitában egy olyan rendszer létezését tükrözi, ami az új gazdasági mechanizmusban az ipar valamennyi területén kialakult. Miről van itt szó? Egy piacorientált termelés kialakulásáról. Mi kell ehhez? Termelők és piac. Ha a piac a termeléssel igényfelmérés és igénykielégítés tekintetében a "macska bekapja a saját farkát" c. játékot játssza, akkor jutunk ide, ahol most vagyunk. Emlékszem a múlt évi kerekasztal beszélgetésre, amikor talán több bizalommal a leendő iránt, hangzottak el megjegyzések, és semmiképp sem szeretnék most úgy reagálni a mai kérdésekre, mint nem jogosakra. Ahhoz, hogy az egészségügy területén autarchiás ellátás legyen számítástechnikában, - legalábbis a hardware-t tekintve - valamilyen hierarchiának ki kell alakulnia. Szükség van egy olyan számítástechnikai rendszerre, amely valahonnan a kisgépek tájékáról indul és aztán felnő valahova. Magyarország az ESZR-ben kisszámítógép-gyártásra vállalkozott, de ezzel egyidőben nem egészen hangolták össze ezt a koncepciót a tárcák hasonló jellegű programjaival. Ennek az "elcsúszásnak" isszuk mi most bizonyos mértékig a levét, mert ha egy magyar számítógépgyártó cég 1966-ban tudta volna azt, hogy az egészségügy területén milyen jellegű speciális operációs igények merülnek fel, lehet, hogy ma már megvolna a software. Egyébként nem tudok olyan kisszámítógépről a világ kisszámítógép termelésében, ahol speciális operating-system-et csináltak volna a avártó cégek. Mondanék néhány számadatot: 1972 december 31-ig a Videoton kapuját 47 db 10010 B rendszer hagyja el, a legnagyobb egy négy mágnesszalagos háttértárolóval, két display-vel, két disc-el, két teletype-al, lyukszalag és lyukkártya bemenettel. A legkisebb rendszer egy 8 K-s egy teletype-os rendszer. 1973-ra 40 db rendszert (9 millió rubelért) rendelt a Szovjetunió. A felmérés alatt álló hazai igény még nagyon messze elmarad a Szovjetunióval vál-

lalt kötelezettségünk mögött. Többször szó esett arról, hogy Magyarország egy második licenc-et is vásárolt, amit a CII MITRA-15 néven hozott a nyugati piacon forgalomba. Magyarországon ez 10010 BM néven ismeretes és még mindig nem azonos az R-10-el. Az R-10 ebből a BM-ből alakul ki: azért BM, mert az 10010 perifériáit használja egy MITRA központi egységgel.

Néhány konkrét kérdésre válaszolnék még, elsősorban a kompatibilitás kérdésére. Kalmár professzor ur ezt pontosan a helyére tette azzal, hogy meggondolandó, hogy a gépeknek gépekkel való kompatibilitását milyen szinten képzeljük el. Ez a szint lehet egy adathordozó, de lehet egy feladatorientált programnyelv is. Gondolom, az utóbbi esetében négy ilyen különböző hardware-architektúrával rendelkező berendezést kompatibilissé tenni elég nagy munka volna. A display órára vonatkozóan szeretnék még megjegyzést tenni: világpiaci ár, hogyha az ember 60 Ft pro dollárral számol. Szólnék még arról is, hogy a Videoton a termékskála bővítése céljából a TPA és majd talán a TPA-70 gyártását is átvette, illetve átveszi. Ebben az évben 20 db TPA-t gyártottunk le.

K a l m á r László :

Zárszó előtt még egyszer Csibi Sándor, majd Ringvald Gábor kért szót.

C s i b i Sándor :

Azt hiszem, az a kérdés a legérdekesebb most, hogy hogyan tovább? Ugy tűnik, hogy az ESZR munkáknak és az összes ehhez kapcsolódó munkáknak a gyakorlata mintarendszerek kidolgozása. Ennek a mintarendszernek különféle területen, különféle dolgokra célszerű készülni, viszont nagyon kíváncsok, hogy egy nagy koncepciónak a beágyazott része legyen minden lépés, ami megvalósul. Ehhez kapcsolódik a mi kérdésünk. Nem kétséges számunkra az, hogy amit mi a TKI-ban kidolgozunk, értékesíthető, eladható. Mi teljes szolgáltatást akarunk szállítani. Viszont ha értelmesen akarunk dolgozni, akkor szeretnénk látni azt, hogy amit csinálunk, az egészbe hogyan illeszkedik bele. Tudni szeretnénk, hogy esetleg milyen többlétszolgáltatásokat vállaljon magára az intézet, milyen alkalmazásoknál legyen csak az a szolgáltatás, amit csinálunk. Ezért fontos az, hogy hogyan látják az információs rendszert a témakör hozzáférő eddigi tapasztalataik, vágyaik alapján. A táblára felrajzoltam egy ábrát, csak azért, hogy a diák visszakérdezzen, hogy jól értette-e az órát. Ugy érzem, hogy az egészségügyi rendszerek betegorientált információs rendszerek, tehát közös információs bázisuk a beteg. Az ábra legalsó szintjén láthatók azok a pontok, amelyek csatlakoznak a beteghez. Ennek az infor-

mációs rendszernek vannak olyan részei, amik a helyben születő információt helyben akarják visszaadni a kezelő orvosnak, vagy a gazdasági embernek. Van ezek közül a szolgáltatások közül sok olyan, ami helyben, célszerűen, gazdaságos eszközökkel megoldható. Aztán nyilván vannak olyan szolgáltatások, amelyek középen kellene, akár országos, akár regionális centrumban. Ezeket a szolgáltatásokat javarészt az jellemzi, hogy az előbbiekhöz képest sokkal ritkábban szükségesek, viszont ennek a kevés információs áramnak sokkal nagyobb a szociológiai jelentősége a centrumban, hiszen egy egész ország alakulását irányítja. Azt hiszem azonban, hogy ezek a kérdések messze túlmennek egy kerekasztal értekezleten. Ilyen kérdéseket nem is lehet értekezleteken megbeszélni. Örömmel halljuk, hogy kibontakozóban van a közös munkának egy szélesebb köre, és én komolyan veszem ezt a közös munkát, egyszerűen azért, mert tapasztalataink vannak arra, hogy akik konkrét problémákkal foglalkoznak, azoknak látszik az előrehaladása. A kérdésünk az, hogy annak a témának, amivel foglalkozunk és amit tömegszolgálatba szeretnénk vinni, mik legyenek a határai, hol legyen a helye? Erre várunk választ egy olyan csoporttevékenységtől, ami a következőkben van kibontakozóban.

R i n g v a l d Gábor :

Az előző kérdésemet nem szeretném folytatni, de a software kérdéssel kapcsolatban problémáim merültek fel. Nem szeretném újból kiélezni a vitát, de mint orvos, úgy érzem, hogy valahogy elsikkadt itt valami, egy kérdésről nem volt szó. A matematikusok szerint van szellemi kapacitás arra, hogy software-t alkossunk. De van-e a másik oldalon? Többször elhangzott, hogy erre orvosok is kellenek. Véleményem szerint azonban nem azért nem képesek az orvosok ilyen munkában résztvenni, mert nem érdeklődnek, hanem helyzetüknél fogva sem. Munkájuk nem engedi, energiájuk le van kötve, idejük nincsen, nem erre a munkára vannak beállítva. Hol fognak felszabadítani orvosokat arra, hogy akik érdeklődnének ilyen problémák iránt, tudjanak is foglalkozni vele? Nem tudom, hogy elégséges-e az, ami személyes kapcsolatok alapján alakult ki számítástechnikai csoportok és orvosok között? Azt nem tudom elképzelni, hogy az egészségügynek volnának ilyen intézményei, mert ezek szerint mi, a SOTE nem. Talán a szegedi egyetem, de én nem hiszem, hogy egy ilyen nagy volumenű problémát meg tud oldani egymaga. Ha szervezeten, komolyan, sok ember rá áll, akkor is időigényes kérdés. Pedig köztudott, hogy ebben a kérdésben eléggé el vagyunk maradva.

K a l m á r László :

Köszönöm és megadom a szót vitaindító előadásunk szerzőjének Madarász Istvánnak, aki most ezuttal a vitát befejező előadását tartja meg.

M a d a r á s z István :

Nem szeretnék előadást tartani és még zárszót sem nagyon, mert nehéz lezárni egy beszélgetést, amelynek nem volt programja -ba kitűzve, hogy határozati javaslatot terjesztünk elő és azt megszavazzuk. Ennek következtében marad, ami általában ilyenkor maradhat: megpróbálhatjuk benyomásainkat összegezni. Tekintettel arra, hogy ez a harmadik kerekasztal, amelyen résztvehetek és figyelemmel kísérhetem a fejlődést, elsőként azt szeretném kiemelni, hogy ezen alkalommal mindnyájan egy tanulási folyamat részesei és szemlélői voltunk. Tegnap az előadáson mutattam reakció-idő görbéket lassan és gyorsan tanuló emberekről. Nem tudom, hogy mi milyen gyorsan tanulunk, de az kiderült a kísérletekből, hogy az az ember tud gyorsan tanulni, aki összeszedett, koncentrált, a feladatra irányuló motivációval indul neki a munkának. Az az első benyomásom, hogy ma ilyen kollektívát próbáltunk itt alkotni. Ma már sokkal inkább sikerült a tárgyra koncentrálnunk, nézeteink természetesen most sem egyeztek meg mindenben, no de éppen azért van a kerekasztal. Bár nem akartunk határozatokat hozni és még kevésbé bárkire bármit rákényszeríteni, mégis úgy érzem, hogy pl. Csibi kolléga második hozzászólását egyfajta összefoglalásként is tekinthetjük, - ha egy kicsit általánosítjuk, amit mondott. Ő azt mondta, hogy közös munka kell, aztán aláhúzta, hogy konkrét dolgokra irányuló közös munka kell. Itt minden szó hangsúlyos! Valóban ez a helyes módszer és nem az értekezletesdi. Remélem mi nem estünk abba a hibába, hogy értekezletesdit csinálunk, mert ritkán is csináljuk és egyébként sincs semmi effektusa, hiszen még soha nem reagáltak rá az illetékesek . . . Most Aczél elvtárs hozzászólása jut eszembe, - az asszociáció az sajnos asszociáció - amelyben többek között egy szónoki kérdést vetett fel, melyre tulajdonképpen válaszolnunk kellene. Én nem tudok, de a kérdést megismétlem, mert érdemes rajta elgondolkodni: "hogyan kell helyesen előrelátni?" Ha megfontoljuk, ez egy nagyon komoly kérdés. Mert helyesen előrelátni, nemcsak annyit mint helyesen tervezni. Az is benne van, hogy előre kell látni a tervezési módszerek fejlődését is.

Rátérnék egy másik fontos impressziómra, ami több felszólalás meghallgatása után alakult ki bennem. Ugy érzem, nem mondtuk meg elég világosan: az emberek tudatát át kell formálni, de ez mindaddig csak egy szépen hangzó, vagy ha úgy tetszik, frázisjellegű dolog marad, amíg orvosok és matematikusok nem kezdenek el konkrét közös témában dolgozni. Másképp nem megy, legalábbis Magyarországon nem. Hallottam, hogy vannak országok, pl. az NDK, ahol létezik egy német alapossággal átgondolt számítástechnikai oktatási terv, az általános iskolától kezdve a középiskoláig, a főiskoláig. Minden szinten szó esik róla, mindenütt a megfelelő részletezésben, úgyhogy amikor egy gyerek már valamiféle

valamiféle szakemberként a termelésben tevékenykedik, akkor számára nem lesz a számítástechnika sem mítosz, sem valami olyan dolog, amitől meg kell ijedni, hanem természetesnek veszi, akár az automata telefont.

Az a kérdés, hogy kisgép, nagygép, rendszer, vagy nem rendszer, természetesen itt sem dőlt el véglegesen, de úgy érzem, hogy egy kicsit világosabban látunk. Biztos, hogy mi - szükségszerűen - kisgép-orientáltak vagyunk, hiszen van egy Videoton, amely mint hallottuk, 40 plusz 40 kisgépet adott, illetve ad át, és ebből hazai területen már 13 működik. A kisgép-nagygép kérdés azért még nem dőlt el, de tudjuk, hogy a kisgép és nagygép nem egymást kizáró ellentétek.

Az autarchia kérdése, melyet mint vitaindító problémát vetettünk fel, úgy éreztem egyértelműen eldőlt: nem helyes az autarchia, legalábbis kizárólag hazai jelleggel nem. Mindnyájan hiszünk abban, hogy az ESZR megvalósul és erre kell orientálódunk: ez van. Ugyanez vonatkozik, érzésem szerint, az ipari infrastruktúrára, perifériákra, illesztő és egyéb egységekre. Tudomásul kell vennünk, hogy az a rendszer, ami majd nálunk is remélhetőleg 5-6 év távlatában kialakul, elsősorban a hazai és a szomszédos szocialista országok szakembereinek közös fejlesztési munkája nyomán jön létre. E tekintetben nem lehetnek kétségeink, hogy el fogjuk érni a célt, nem vagyunk egyébként olyan messze az iparilag fejlettebb országoktól és van egy előnyünk: tapasztalataikat átvehetjük és át is vesszük. A tapasztalat-átvétel nem csak azt jelenti, hogy programot vásárolunk, hanem azt is, hogy megnézzük, milyen lépcsőfokokon haladtak ők előre, s ugyanezeket a lépcsőfokokat mi majd gyorsabban fogjuk végigjárni.
Köszönöm a figyelmüket.

K a l m á r László :

A kerekasztal konferenciát bezárom és egyuttal megköszönöm minden résztvevő részvételét, aktivitását és a hallgatóságnak is a türelmét.

TARTALOMJEGYZÉK

E l ő s z ó

A k o l l o k v i u m e l n ö k e i
r e n d e z ő b i z o t t s á g a
r é s z t v e v ő i

E l ő a d á s o k

- Török A., Máté E., Szekeres L., Bohus M. és Fodor Zs.:**
Elemi idegi folyamat matematikai analízise..... 1. oldal
- Pellonisz A.:** Számítógéppel készült szimulációs film
kisagykérgi neuronhálózatok működésének modellezésére... 15. "
- Madarász I. és Hantos Z.:** Az emberi optomotoros reakcióidő,
mint magatartási jelenség.....23. "
- Hantos Z., Madarász I., Dombi J. és Kovács Anna:**
Egy cognitiv ember-gép rendszer felépítésének lehetőségét
az emberi reakcióidő-magatartás modelljének alapján.....37. "
- Kanyár B., Györgyi S., és Garas Zs.:** Anyagtranszport
vizsgálata rekesz (compartment) modellek segítségével.....47. "
- Kenedi P., Szabados T., Frey T. és Schwarczmann P.:**
Normális és pathológias vektorkardiogram számítógépes
szimulációja55. "
- Antalóczy Z., Strommer M., Révész L., és Tomor B.:**
A myocardialis infarctusok triaxicardiometriás módszerrel
történő kvantitatív vektor analízise.....61. "
- Bak J., Gulyás O., Ghyczy K. és Lamm Gy.:**
Elektrokardiogramok számítógépes értékelésének néhány
eredménye.....77. "
- Bártfai E.:** Mágnesszalagos analóg jelrögzítő és alkalmazási
lehetőségek az orvostudományban.....105. "

Pellionisz P., és Péter A.: Készülék statisztikus jelek vizsgálatára: sztochasztikus analízátor.....	117. oldal
Pap L.: Matematikai jelfeldolgozási módszerek és jelfeldolgozó berendezések a neurofiziológiai gyakorlatban.....	123. "
Győri I., Nagy I., Benedek Sz. és Boda K.: Különböző sta- tisztikai és alakfelismerési módszerek alkalmazási tapaszt- alatai májbetegségek differenciál-diagnosztikájában.....	145. "
Győri I., Kovács Z. és Huhn E.: Megjegyzések a számítógép által segített orvosdiagnosztikai és differenciáldiagnosztikai kérdésekről.....	149. "
Kovács B., és Makay Á.: Diagnosztikus tesztek prognosztikus értékét meghatározó eljárások.....	157. "
L.Cordella, S.Levialdi, S.Vitulano: A restoration technique for defocussed biological images.....	163. "
Molnár J., Paksy A. és Gyórfi L.: Tanulóprogram a férfi fertilitás prognózisának további javításához.....	173. "
Gyórfi L. és Csibi S.: Az orvosdiagnosztika segítése tanuló algoritmusokkal.....	181. "
Hunya P.: Valószínűségszámítási módszeren alapuló osztályo- zási eljárás típusalkotási problémák megoldására.....	185. "
Török R., Kovács Z. és Kovalovszki L.: Újszülöttek születési súlyát befolyásoló tényezők számítógépes vizsgálata.....	197. "
Boda K., Kovács Z., Győri I. és Veres Ilona: Újabb tapaszt- alataink az újszülöttkori sárgaságnál alkalmazott diszkri- minancia analízissel.....	203. "
S.Kopp M., Felsővályi Á.: Automatikus screening vizsgálá- sra alkalmas diagnosztikai programrendszer kísérleti alkalmazása.....	209. "
Horváth F.: A diagnosztika logikai interpretálásának néhány sajátossága.....	215. "
Megyasszai S.: Az egyedi variánsképzés jelentősége és általá- nos módszere a postoperatív szakban.....	225. "

Kovács J.: Orvos nélküli adat (jel) vétele és előfeldolgozása computerrel és computer nélkül.....	231. oldal
Holvay E.: Számítástechnikai és kibernetikai alkalmazások jelenlegi gyakorlati feltételei az orvostudományban.....	243. "
Bognár M.: Korszerű számítástechnikai szolgáltatás és hatékony információs rendszer bevezetésének egyik lehetőségéről a hazai betegellátásban.....	249. "
Gaál A.: A kórházi adatfeldolgozás néhány matematikai, illetve számítógépes problémája.....	257. "
Széphalmi G. és Dubay M.: Számítógépes kapnogram-analízis.....	267. "
Czopf J., Csáki P. és Kellényi L.: Kiváltott választok számító- gépes elemzése.....	271. "
Garas Zs., Nagy K. és Kanyár B.: Izotópos májfunctiós vizsgálatok alkalmazása és értékelése számítástechnikai módszer segítségével .	275. "
Horváth M., Csontos M., Tomor Benedek., Szabó D. és Delzsényi M.: A radiokardiogramm kiértékelésére kidolgozott egyszerűsített számítógépes eljárás.....	281. "
Ivanyos L.: TPAI kiszzámítógép alkalmazása orvosi mérések adatainak feldolgozására.....	291. "
Matievics I.-né: Programtervezet adatfeldolgozással kapcsolatos fel- adatok előkészítésére CII-10010 számítógépre.....	297. "
Czopf J.: Írásbeli tesztek jellemzése, standardizálása.....	301. "
Csobán Gy.: Komplex epidemiológiai vizsgálat információs rendszer- terve.....	315. "
Csernay L. és Csirik J.: Májszcintigrammok szintvonalas és térbeli ábrázolása.....	331. "
K e r e k a s z t a l - k o n f e r e n c i a : Számítógépek kórházi és rendelőintézeti betegellátásban.....	341. "



F.k. : Dr. Horváth János tud. rektorhelyettes

Készült a JATE sokszorosító műhelyében, Szeged

Engedélyszám : 154/73. - Méret : A/4

Példányszám : 190. - F.v. : Lengyel Gábor